

# **Integrierte miniaturisierte Kameras zur Instrument- und Zielfindung in medizinischen Anwendungen**



vom Fachbereich Informatik  
der Technischen Universität Darmstadt  
genehmigte

## **DISSERTATION**

zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)  
von

**Dipl.-Inform. Martin Hoßbach**  
geboren in Frankfurt am Main

Referenten der Arbeit: Prof. Dr.-Ing. Georgios Sakas  
Technische Universität Darmstadt

Prof. Dr. techn. Dieter W. Fellner  
Technische Universität Darmstadt

Tag der Einreichung: 17. 03. 2014  
Tag der mündlichen Prüfung: 18. 06. 2014

Darmstädter Dissertation  
D 17

Darmstadt, 2014



# Erklärung zur Dissertation

Hiermit versichere ich, die vorliegende Dissertation selbständig und nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Martin Hoßbach

Darmstadt, 17.03.2014





---

*Any sufficiently advanced technology is indistinguishable from magic.*  
Arthur C. Clarke

---



# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Abteilung „Cognitive Computing and Medical Imaging“ am Fraunhofer-Institut für Grafische Datenverarbeitung IGD in Darmstadt. Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen Personen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Besonderer Dank gilt meinem ehemaligen Abteilungsleiter und Doktorvater Herrn Prof. Dr.-Ing. Georgios Sakas für die Überlassung des Themas und die Betreuung der Arbeit sowie für seine Projektauswahl, die den Inhalt dieser Arbeit maßgeblich beeinflusst hat. Ebenso gilt mein Dank dem Institutsleiter Herrn Prof. Dr. techn. Dieter W. Fellner für die Unterstützung und seine Arbeit als Korreferent.

Ebenfalls danken möchte ich meinen ehemaligen Kollegen und Vorgesetzten am Fraunhofer IGD: Herzlichen Dank an meinen Abteilungsleiter Dr. Stefan Wesarg, der mich in den letzten zwei Jahren meiner Promotion unterstützt hat. Meinem Zimmernachbarn, Dr. Matthias Keil, danke ich für die sehr freundschaftliche Atmosphäre, ein neues Hobby, viele Fachgespräche und diverse motivierende Tritte in den Hintern. Dr. Klaus Drechsler, Cristina Oyarzun Laura und Dr. Marius Erdt haben mich mit verschiedenen Freizeitaktivitäten freundlicherweise von der Arbeit abgehalten, dennoch aber den Fortschritt dieser Dissertation kritisch überwacht. Vielen Dank dafür.

Kapitel 3 wäre nicht möglich gewesen ohne die Unterstützung von Dr. Johannes Gregori und Prof. Dr. Matthias Günther im Rahmen des BMBF-Nachwuchsgruppenprojekts „Physiologische MR-Bildgebung während der Thrombolyse von akuten Schlaganfall-Patienten“ an der Uniklinik Mannheim, wofür ich mich herzlich bedanke. Für die Unterstützung bei der Evaluierung des Trackingsystems bedanke ich mich bei Vitali Dejkun und Dominik Schäfer vom Institut für Produktionsmanagement, Technologie und Werkzeugmaschinen (PTW) an der Technischen Universität Darmstadt.

Weiterhin danken möchte ich den Ärzten, die mein Navigationssystem in Kapitel 4 evaluiert haben, nämlich Diana Rössel, Hanna Rohlfing, Dr. med. Alexander Steinmetz und Dr. med. Janine Ender. Außerdem danke ich meinem Kollegen Matthias Noll für die technische Unterstützung bei der Anbindung des Ultraschallgeräts.

Verschiedene Studenten und Praktikanten haben größere und kleiner Beiträge zu dieser Arbeit geleistet, und zwar, in alphabetischer Reihenfolge: Pooja Das, Felix Gündling, Azam Sadat Ghassemi Hosseini, Alexander Kaisler, Kai Kratz, Pia Weiss und Johanna Wenzel. Besonders bedanken möchte ich mich an dieser Stelle natürlich bei Sébastien Wagener. Für konstruktive Kritik, Rechtschreibkorrektur und Kommentare danke ich Dr. Peter Selby, Laura Stoppok und meiner Mutter Gabi Hoßbach. Außerdem nicht unerwähnt bleiben soll die Unterstützung durch Marthe Kaufholz, Wolfgang Schotte, Ingrid Bechtold und ihr Team, Cornelia Kurkowski, Reiner Weber, Tim Jekewitz und verschiedene namenlose Probanden.

Abschließend danke ich allen Freunden, meiner Familie und meiner Frau Janine Ender, die in den vergangenen Jahren unter dieser Arbeit und meinen damit im Zusammenhang stehenden Launen leiden mussten.



# Zusammenfassung

Im Bereich der Mikroelektronik hat in den vergangenen Jahrzehnten eine rasante technische und technologische Entwicklung stattgefunden, die neben den offensichtlichen Auswirkungen auf das tägliche Leben auch die Werkzeuge der Ärzte beeinflusst hat. Ein Beispiel dafür sind Trackingverfahren, die vielfältig und erfolgreich in der Medizin Anwendung finden und eine Reihe von neuen Behandlungstechniken ermöglicht haben.

In medizinischen Anwendungen kommen verschiedenste Trackingsysteme zum Einsatz. Häufig sind es magnetische und optische Trackingsysteme. Beide haben im OP-Umfeld Nachteile: magnetische Trackingsysteme reagieren empfindlich auf Metalle, die im OP häufig vorkommen; optische Trackingsysteme sind wegen der Line-of-Sight-Problematik im OP umständlich zu benutzen. Allgemein sind diese Systeme häufig teuer in der Anschaffung und rechtfertigen bisweilen, verglichen mit den Kosten des jeweiligen Eingriffs, ihren Einsatz nicht.

Demgegenüber steht der aktuelle Trend der Miniaturisierung. Kameras werden derzeit immer kleiner und preiswerter. Es wird daher die These aufgestellt, dass die Nachteile von bisherigen Trackingsystemen in bestimmten medizinischen Anwendungen durch die Verwendung miniaturisierter Kameras ausgeglichen werden können, weil diese deutlich dichter am Ort des Geschehens positioniert werden können. Dadurch fällt auch eine unter Umständen schlechtere Bildqualität (im Vergleich zu präzisen Trackingkameras) nicht ins Gewicht. Diese These wird exemplarisch an zwei Anwendungen untersucht. Es wird ein MRT-kompatibles optisches Kopftrackingsystem entwickelt, das die Kopfbewegung eines Patienten mit Hilfe von runden, planaren, einfarbigen Markern auf der Stirn des Patienten verfolgt. Dafür werden Kameras verwendet, die im Innern des Tomografen mit einer Halterung an der Kopfspule befestigt werden. Algorithmen, die in Infrarot-Trackingsystemen Verwendung finden, mussten wegen der Bildqualität der Kameras, den klinischen Anforderungen (Belästigung des Patienten und Belastung der Personals) und den Gegebenheiten im MR-Tomograf teilweise angepasst werden.

Für dieses Trackingsystem wurde ein Kreuzkalibrierungsverfahren entwickelt, das aus wassergefüllten Kugeln ein virtuelles Kalibrierphantom bildet. Es unterscheidet sich damit von bekannten Verfahren, bei denen bei der Kreuzkalibrierung die verwendeten Strukturen, die im MRT-Bild sichtbar sind, und die Strukturen, die im Kamerabild sichtbar sind, unterschiedlich sind. Entsprechende Kalibrierphantome müssen also aufwändig hergestellt oder präzise vermessen werden.

Das Trackingsystem wurde theoretisch, praktisch im Labor und klinisch im Probandenversuch evaluiert. Im Rahmen eines klinischen Projektes, bei dem über einen sehr langen Zeitraum wiederholt MRT-Aufnahmen mit niedriger Auflösung gemacht wurden, konnte mit dem Trackingsystem eine virtuelle Immobilisation erreicht werden.

Weiterhin wurde ein Navigationssystem für die ultraschallgesteuerte Punktion entwickelt. Der Arzt wird dabei durch die Visualisierung des Verlaufs der Nadel im Ultraschallbild bei der Punktion unterstützt. Dafür wurde ein Nadeltrackingsystem entwickelt, das aus zwei preiswerten Kameras besteht, die am Schallkopf befestigt sind. Aus den Bildern der Kameras wird kantenbasiert die Nadel extrahiert, ihr Verlauf relativ zum Ultraschallkopf ermittelt, und Verlauf und Schnittpunkt der Nadel mit dem Ultraschallbild dargestellt.

Das Navigationssystem wurde sowohl theoretisch als auch praktisch im Labor am Phantom evaluiert. Daran waren Ärzte beteiligt, die entsprechende Eingriffe in ihrem Arbeitsalltag durchführen. Es konnte gezeigt werden, dass die Genauigkeit gegenüber dem Stand der Technik verbessert werden konnte.



# Abstract

In the field of microelectronics, a rapid technological development has taken place in recent decades, which has influenced not only daily life, but also the tools of doctors. For example, motion tracking is frequently and successfully used in medicine and has enabled a number of new treatment techniques.

In medical applications a variety of motion tracking systems is used, mostly based on magnetic and optical motion tracking. Both, however, have significant drawbacks in the operating room (OR) environment: whereas magnetic tracking systems are sensitive to metals, which are common in the OR, optical tracking systems are cumbersome to use in the OR because of the line-of-sight problem. In general, these systems are often expensive compared to the cost of each intervention, and therefore their use is not justified in many cases.

In contrast, there is the current trend of miniaturization: electronic cameras are getting smaller and cheaper. This thesis proposes that using miniaturized cameras for tracking, the disadvantages of existing tracking systems can be compensated in specific medical applications, because they can be positioned much closer to the point of interest. Also, poorer image quality (compared to high quality dedicated tracking cameras) can be less significant under certain circumstances. This hypothesis is investigated for two specific applications.

An MRI compatible optical head tracking system was developed to track the motion of the patient's head using circular, planar, single-colored markers on the patient's forehead. Cameras are positioned inside the MRI scanner, mounted directly to the head coil. Because of the poor image quality of the cameras, algorithms used in off-the-shelf infrared tracking systems had to be adapted to meet clinical requirements (patient convenience and comfort, usability by medical personnel) and environmental conditions in the MRI scanner.

For this tracking system, a cross-calibration procedure was developed utilizing water-filled spheres forming a virtual calibration phantom. It thus differs from known methods in which structures visible in MRI, and structures visible in video images are different; corresponding calibration phantoms therefore need to be manufactured and/or measured precisely.

The head motion tracking system was evaluated theoretically, in laboratory, and clinically in experiments with healthy subjects. In a clinical project in which MRI scans were acquired repeatedly over a long period of time at a low resolution, a virtual head immobilization was achieved using the optical head motion tracking system.

Furthermore, a navigation system for ultrasound-guided puncture was developed. It presents the doctor a visualization of the needle's course and the projected intersection point with the ultrasound image plane overlaid on the ultrasound image. For this purpose, an optical needle tracking system consisting of two low-cost cameras attached to the ultrasound transducer was developed. From these cameras' images, the needle is extracted using an edge-based method. Its position and orientation is determined relative to the ultrasound transducer, and the course of the needle and the intersection point with the ultrasound image plane is overlaid on the ultrasound image.

The navigation system has been evaluated theoretically and in the laboratory on an ultrasound phantom. Doctors were involved in the evaluation who perform ultrasound-guided punctures in their daily work. It was shown that accuracy could be improved compared to the state of the art.





# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Beispiele für die Anwendung von optischem Tracking in der Medizin . . . . .	2
1.1.1	Patiententracking . . . . .	2
1.1.2	Instrumententracking . . . . .	3
1.2	Zielsetzung und Beiträge der Arbeit . . . . .	4
<b>2</b>	<b>Ein optisches Trackingsystem</b>	<b>7</b>
2.1	Das Lochkameramodell . . . . .	7
2.1.1	Prinzip . . . . .	7
2.1.2	Eigenschaften . . . . .	10
2.1.3	Kalibrierung . . . . .	10
2.2	Starre Systeme zweier Kameras . . . . .	11
2.2.1	Kalibrierung . . . . .	11
2.2.2	Epipolargeometrie . . . . .	11
2.2.3	Triangulierung . . . . .	12
2.3	Überlegungen zur Genauigkeit . . . . .	13
<b>3</b>	<b>Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras</b>	<b>15</b>
3.1	Stand von Forschung und Technik . . . . .	15
3.1.1	Bewegungskompensation auf Basis von MRT-Bildern . . . . .	18
3.1.2	Optische Bewegungsbestimmung und Bewegungsausgleich für PET . . . . .	19
3.1.3	Anwendung alternativer Trackingsysteme im PET . . . . .	20
3.1.4	Bewegungsbestimmung in anderen Modalitäten . . . . .	21
3.1.5	Optische Bewegungsbestimmung und Bewegungsausgleich im MRT . . . . .	21
3.1.6	Kalibrierung von Trackingsystem und MRT . . . . .	23
3.1.7	Andere optische Trackingverfahren im MRT . . . . .	24
3.1.8	MRT-integrierte Trackingsysteme . . . . .	26
3.1.9	Nicht-optische Trackingsysteme im MRT . . . . .	27
3.1.10	Hybride Ansätze . . . . .	28
3.1.11	Zusammenfassung und Schlussfolgerungen . . . . .	28
3.2	Eigenes Konzept . . . . .	33
3.2.1	Optisches Tracking einer Punktwolke mit integrierten miniaturisierten Kameras . . . . .	33
3.2.2	Alternative Konzepte . . . . .	37
3.3	Realisierung . . . . .	40
3.3.1	Überblick . . . . .	40
3.3.2	Kamera- und Kamerasystemkalibrierung . . . . .	40
3.3.3	Kreuzkalibrierung von Kamerasystem und MRT . . . . .	45
3.3.4	Bildvorverarbeitung und Markerdetektion . . . . .	65
3.3.5	2D-Tracking und Stereozuordnung . . . . .	69
3.3.6	3D-Rekonstruktion von Kreisprojektionen . . . . .	76
3.3.7	3D-Tracking und Posenberechnung . . . . .	81
3.3.8	Transformationsverarbeitung und -übermittlung . . . . .	83

3.3.9 Zusammenfassung . . . . .	84
3.4 Ergebnisse . . . . .	84
3.4.1 Komponenten des Systems . . . . .	84
3.4.2 Erzielbare Trackinggenauigkeit . . . . .	96
3.4.3 Klinische Anwendung . . . . .	106
3.5 Zusammenfassung . . . . .	110
<b>4 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion</b>	<b>115</b>
4.1 Stand von Forschung und Technik . . . . .	116
4.1.1 Mechanische Ansätze . . . . .	118
4.1.2 Magnetische Trackingsysteme . . . . .	119
4.1.3 Optische Trackingsysteme . . . . .	121
4.1.4 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen . . . . .	123
4.2 Eigenes Konzept . . . . .	125
4.2.1 Periphere Regionalanästhesie unter Ultraschallkontrolle . . . . .	125
4.2.2 Abgrenzung . . . . .	127
4.3 Realisierung . . . . .	129
4.3.1 Mechanischer Aufbau . . . . .	129
4.3.2 Kreuzkalibrierung . . . . .	129
4.3.3 Rückprojektion . . . . .	134
4.3.4 Nadeldetektion . . . . .	136
4.4 Ergebnisse . . . . .	143
4.4.1 Kreuzkalibrierung . . . . .	143
4.4.2 Nadeldetektion . . . . .	147
4.4.3 Praktische Anwendung am Phantom . . . . .	150
4.5 Zusammenfassung . . . . .	152
<b>5 Zusammenfassung, Ausblick</b>	<b>155</b>
5.1 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras . . . . .	155
5.1.1 Zusammenfassung . . . . .	155
5.1.2 Weiterführende Arbeiten . . . . .	156
5.2 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion . . . . .	157
5.2.1 Zusammenfassung . . . . .	157
5.2.2 Weiterführende Arbeiten . . . . .	158
5.3 Ausblick . . . . .	159
5.3.1 Medizinische Anwendungen auf Basis von Mobiltelefonen . . . . .	160
5.3.2 Massivparalleles Motion Tracking . . . . .	160
<b>Eigene Veröffentlichungen</b>	<b>163</b>
<b>Betreute studentische Arbeiten</b>	<b>165</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>167</b>

# 1 Einleitung

Die rasante technologische Entwicklung im Bereich der Mikroelektronik in den vergangenen Jahrzehnten hat, neben den offensichtlichen Auswirkungen auf das tägliche Leben, auch die Werkzeuge der Ärzte beeinflusst. Sie hat hier neue Methoden hervorgebracht. Ein Beispiel dafür sind Trackingverfahren, die vielfältig und erfolgreich in der Medizin Anwendung finden und die Arbeit der Ärzte vereinfacht haben. Viele Eingriffe wurden dadurch überhaupt erst ermöglicht. Beispielfhaft seien die folgenden genannt:

- Tracking von Instrumenten, Arzt und Patient ermöglicht die sogenannte navigierte Chirurgie und damit eine deutlich erweiterte Planbarkeit der Eingriffe, weil jederzeit eine passende Visualisierung erzeugt werden kann. Dafür können auch Bildern unterschiedlicher Modalitäten verwendet werden.
- Bewegungstracking ermöglicht die nachträgliche Analyse und Bewertung eines chirurgischen Eingriffs zu Trainingszwecken.
- In der Augenheilkunde ist es bei laserbasierten refraktiven Eingriffen nötig, den Laser jederzeit exakt relativ zum behandelten Auge positionieren zu können. Hierfür werden ebenfalls Trackingmethoden eingesetzt.
- In der Strahlenheilkunde wird mit Trackingverfahren dafür gesorgt, dass nur ein vorher festgelegter Bereich bestrahlt wird und das übrige Gewebe so weit wie möglich geschont wird.
- Durch Tracking der Bewegung einer 2D-Ultraschallsonde ist es möglich, ein 3D-Ultraschallvolumen zu erstellen.
- Bei der Ganganalyse wird mit Trackingmethoden die Bewegung eines Patienten untersucht mit dem Ziel, die Ursache einer Bewegungsstörung zu finden.

## Moore'sches Gesetz

Im Jahr 1925 meldete der Physiker Julius Edgar Lilienfeld ein Patent an, das den Transistor beschreibt. Der Transistor sollte Jahrzehnte später die Entwicklung von Computern und anderen elektronischen Geräten revolutionieren: Unter dem Namen „Moore'sches Gesetz“ wurde eine Prognose bekannt, nach der sich die Anzahl der Transistoren von integrierten Bauteilen alle 12 Monate verdoppeln soll [122]. Ungeachtet der Genauigkeit dieser Prognose und der Vielzahl an Variationen davon, die zwischenzeitlich veröffentlicht wurden, kann man beobachten, dass elektronische Bauteile derzeit immer kleiner, preiswerter und leistungsfähiger werden.

Der allgemeine Trend der Miniaturisierung und des Preisverfalls ist auch bei elektronischen Kameras zu beobachten (Abbildung 1.1). Sie werden immer kleiner, kosten immer weniger und produzieren immer bessere Bilder, auch wenn hierbei die verwendeten Optiken und deren Größe einen entscheidenden Einfluss auf die Bildqualität haben, der nicht vernachlässigt werden darf.

Kameras kommen auch im medizinischen Umfeld in Form von (großen und kostspieligen) Trackingkameras zum Einsatz. In dieser Arbeit soll an zwei Beispielen aus dem Bereich der medizinischen Bildgebung gezeigt werden, dass die Verwendung von miniaturisierten Kameras für die jeweilige medizinische Anwendung deutliche Vorteile haben kann, trotz der im Vergleich unter Umständen schlechteren Abbildungsqualität solcher Kameras:

- Wegen ihrer Größe können sie flexibler platziert werden, wodurch die schlechtere Bildqualität ausgeglichen werden kann.

## 1 Einleitung

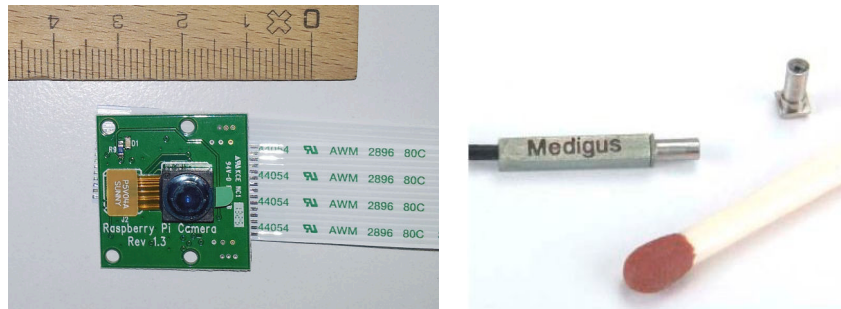


Abbildung 1.1: Der Trend zur Miniaturisierung bei elektronischen Geräten hat auch zu immer kleineren, preiswerteren Kameras geführt, wie zum Beispiel dem Raspberry Pi Kameramodul (links), das Bilder mit einer Auflösung von  $1920 \times 1080$  px mit einer maximalen Bildfrequenz von 30 Hz aufnehmen kann, oder dem Endoskopiekameramodul von Medigus mit einer Größe von 1.8 mm (Bild aus Datenblatt des Herstellers).

- Wegen des geringeren Preises kann man Probleme bei der Bildqualität und in der Folge bei der Genauigkeit des Trackingsystems durch eine deutlich größere Zahl von Kameras ausgleichen.

Bei den genannten Beispielen handelt es sich um Patiententracking in der Form von Kopftracking zur Bewegungskompensation bei der MRT, sowie Instrumententracking in der Form von Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion.

## 1.1 Beispiele für die Anwendung von optischem Tracking in der Medizin

### 1.1.1 Patiententracking

Zentrale Aufgabe der bildgebenden Verfahren in der Medizin ist es, ein Bild zu erzeugen, auf dem ein interessanter Aspekt der Anatomie oder ein funktionaler Ablauf im Körper sichtbar ist. Für die technischen Grundlagen der bildgebenden Verfahren sei an dieser Stelle auf entsprechende Lehrbücher verwiesen [88, 67].

Die Möglichkeiten der bildgebenden Verfahren sind begrenzt durch ihre Funktionsweise, den jeweiligen technischen Entwicklungsstand, durch den Patienten, der ein lebender Mensch ist, und durch die Wechselwirkung von Verfahren und Patient:

- der Patient (aber auch das medizinische Personal) darf durch die Untersuchung nur soweit wie unbedingt nötig geschädigt werden (beispielsweise durch ionisierende Strahlung);
- der Patient kann sich bewegen oder sich anderweitig nicht kooperativ zeigen;
- das Verfahren hat auf Grund seiner Funktionsweise bestimmte Abbildungsmöglichkeiten innerhalb physikalischer Grenzen: Man denke dabei an die Mikroskopie, deren Auflösung von der Wellenlänge des verwendeten Lichts abhängt.

Bewegungsartefakte aufgrund von Patientenbewegungen sind ein seit über zwei Jahrzehnten bekanntes Problem [48]. Es konnte gezeigt werden, dass Patientenbewegungen bei allen tomografischen bildgebenden Verfahren (MRT, PET, SPECT) zu Abbildungsfehlern führen, sogar bei der relativ schnellen Computertomografie (CT) [184, 97]. Besonders betroffen ist die Magnetresonanztomografie (MRT), die zu den „langsamen“ Modalitäten gezählt werden kann. In Abbildung 1.2 ist eine Schicht einer Kopf-MRT-Aufnahme dargestellt, die deutliche Bewegungsartefakte zeigt. Solche Bewegungsartefakte haben deutliche Auswirkungen auf die automatische Verarbeitung von MRT-Bildern oder bildbasierte Vermessungen (beispielsweise der Größe eines Objektes) [172].

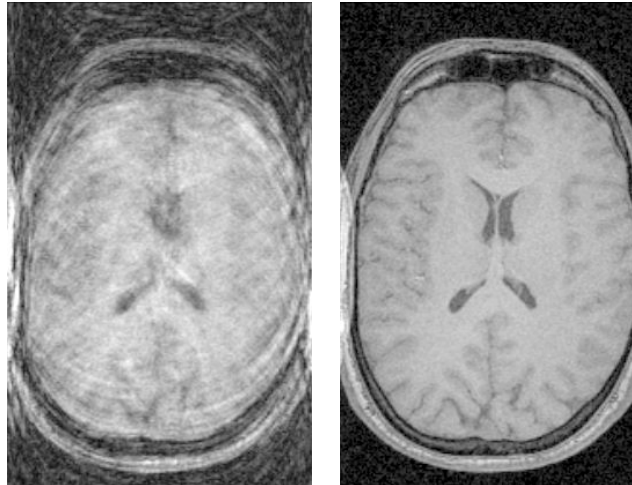


Abbildung 1.2: Beispiel für Bildfehler als Folge von Patientenbewegung bei der MRT: Links ist eine Schicht einer MRT-Aufnahme zu sehen, bei der der Patient sich während der Aufnahme bewegte. Rechts ist eine Schicht einer MRT-Aufnahme zu sehen, bei der der Patient sich während der Aufnahme nicht bewegt hat (aus [43]).

Für eine MRT-Aufnahme des Kopfes mit den üblichen Protokollen ist es zur Zeit nötig, über einen Zeitraum von ungefähr zehn Minuten stillzuhalten, bei komplexeren Untersuchungen sogar bis zu einer Stunde. Bei anderen Protokollen werden über einen längeren Zeitraum wiederholt Aufnahmen gemacht, die danach miteinander verglichen [190] oder gemittelt [87] werden.

Naheliegender als Methode zur Vermeidung von Bewegungsartefakten ist die Verkürzung der Aufnahmezeit. Die Aufnahmezeit lässt sich allerdings auf lange Sicht nicht beliebig verkürzen: Der begrenzende Faktor ist die Relaxationszeit, die sich nur über die Feldstärke des statischen Magnetfelds beeinflussen lässt. Studien haben gezeigt, dass Feldstärken deutlich über 5 T beim Patienten zu Schwindelgefühlen führen können [61]. Die praktisch verwendbare Feldstärke ist also begrenzt. Außerdem fallen bei höheren Feldstärken wegen des geringeren Signalrauschens die Folgen von Bewegungen stärker ins Gewicht [177].

Bei der tomografischen Bildgebung des Kopfes (sowohl PET als auch MRT) konnte gezeigt werden, dass mittels Kopftracking eine automatische Bewegungskompensation möglich ist[40]. Miniaturisierte Kameras eröffnen neue Wege: Obwohl sie eine vergleichsweise schlechtere Bildqualität besitzen, sind mit ihnen vergleichbar gute Ergebnisse erzielbar, weil sie deutlich dichter am Ort des Geschehens positioniert werden können. In der Folge funktioniert das Tracking beispielsweise auch bei übergewichtigen oder intubierten Patienten, wenn normale Trackingkameras wegen der Line-of-Sight-Problematik versagen würden.

#### 1.1.2 Instrumententracking

Prinzipbedingt handelt es sich bei der Ultraschallbildgebung um ein sehr schnelles Verfahren; man sieht in Sekundenbruchteilen ein Live-Bild. Sie bietet sich somit für Navigationsanwendungen an, beispielsweise zur exakten Positionierung von Injektionen oder Implantaten [180, 72, 27, 25].

Patientenbewegung ist bei der Ultraschallbildgebung zwar kein direktes Problem, denn die Bilder werden in Sekundenbruchteilen erzeugt. Sie ist aber eine Herausforderung, wenn über einen längeren Zeitraum Ultraschallbilder aufgezeichnet werden sollen, etwa um ein 3D-Ultraschallvolumen zusammenzufügen oder bei Navigationsanwendungen. Dieses Thema soll hier aber nicht behandelt werden.

Die ultraschallgesteuerte Punktion hat sich in der Medizin als Standardverfahren etabliert [89, 113, 114].

## 1 Einleitung

Es konnte gezeigt werden, dass sie deutliche Vorteile gegenüber der ungesteuerten Punktion hat in Bezug auf die Treffgenauigkeit. Grundsätzlich wird dabei die gewünschte Zielstruktur – Gefäß, Nerv, potenzieller Tumor – per Ultraschall gesucht, und dann entsprechend gestochen.

Weil die Nadel allerdings nicht im Ultraschallbild sichtbar ist, solange sie sich noch außerhalb des Patienten befindet, ist ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen erforderlich. Außerdem zwingt 2D-Ultraschall den Arzt dazu, die Nadel genau in der Ultraschallbildebene zu führen.

Zur Erleichterung wurden starre Nadelführungen entwickelt, die den Weg der Nadel relativ zum Schallkopf vorgeben [25]. Dadurch ist es möglich, eine virtuelle Nadel im Ultraschallbild einzublenden. Der Arzt positioniert den Schallkopf so, dass diese virtuelle Nadel auf die Zielstruktur zeigt und kann dann punktieren.

Flexibler sind Systeme, die sowohl Nadel als auch Ultraschallkopf per Tracking verfolgen und dann eine bewegliche virtuelle Nadel ins Ultraschallbild einblenden [71]. Solche Systeme basierend auf magnetischen Trackingsystemen sind am Markt erhältlich. Allerdings sind magnetische Trackingsysteme als problematisch anzusehen, da ihre Genauigkeit im OP wegen der metallischen Instrumente stark begrenzt ist.

Miniaturisierte Kameras eröffnen neue Wege: Sie können direkt am Schallkopf befestigt werden, so dass sie die Nadel unverdeckt sehen können. In der Folge wird es möglich, die Position und Orientierung einer Standardnadel direkt zu verfolgen, ohne Trackingsysteme an der Nadel befestigen zu müssen. Dadurch muss auch die Desinfektionsfrage nicht beachtet werden.

## 1.2 Zielsetzung und Beiträge der Arbeit

Die zentrale Aussage dieser Arbeit ist:

Durch die Verwendung von miniaturisierten, preisgünstigen Kameras, die in das entsprechende medizinische Gerät integriert werden, können ähnlich genaue oder bessere Ergebnisse erzielt werden als mit extern angebrachten Trackingkameras, wobei die Nachteile von externen Trackingkameras (wie z.B. die Line-of-Sight-Problematik) oder anderen Trackingsystemen (Einflüsse von Magnetfeldern oder metallischen Gegenständen) dann nicht mehr ins Gewicht fallen.

Dies wird beispielhaft und stellvertretend an zwei Beispielen gezeigt. Die wichtigsten Beiträge dieser Arbeit sind im Einzelnen:

1. Es wird ein optisches Trackingsystem basierend auf miniaturisierten Kameras entwickelt, das zur Verfolgung von Kopfbewegungen direkt im MR-Tomografen eingesetzt werden kann. Das Trackingsystem verfolgt eine zuvor unbekannte Menge von Markerpunkten auf dem Kopf des Patienten. Es ermöglicht eine virtuelle Immobilisation des Patienten und entspannt dadurch die Situation bei sehr langen Untersuchungen.
  - a) Es ist an der Kopfspule montiert, damit es z. B. bei übergewichtigen oder intubierten Patienten nicht zu Verdeckungen kommen kann. Dadurch fügt es sich leicht in den klinischen Alltag ein, weil es auf aufwändige und für den Patienten unangenehme Trackingmarker verzichtet.
  - b) Für das Trackingsystem war es nötig die Algorithmen der üblichen Trackingverfahren anzupassen, um trotz der geringen Bildqualität der verwendeten Kameras eine ausreichende Trackinggenauigkeit zu erreichen. Die entsprechenden Algorithmen werden in dieser Arbeit beschrieben und deren Potenzial in Bezug auf die erreichbare Genauigkeit untersucht.
  - c) Für das Trackingsystem wird ein Verfahren zur Kreuzkalibrierung basierend auf einem virtuellen Kalibrierphantom entwickelt.

Damit steht in der Klinik ein neuartiges Kopftrackingsystem zur Verfügung. Da es beliebige Punktmuster verfolgt, ist es in der Anwendung flexibler als alle anderen bekannten Systeme. Die Genauigkeit des Trackingsystems ist ausreichend für die Anforderungen eines klinischen Projekts, das sich mit der MRT-Perfusionsbildgebung während der Thrombolyse beschäftigt. Obwohl es in der vorgestellten Form das Problem der beweglichen Kopfhaut („Skin Shift“) nicht löst, zeigt es einen Weg auf, wie zukünftig mit diesem Problem umgegangen werden muss.

2. Für die ultraschallgesteuerte Punktion wird ein Navigationssystem basierend auf optischem Nadeltracking entwickelt.
  - a) Die Kameras des Trackingsystems sind direkt am Schallkopf montiert. Sie können dadurch ohne Verdeckungen auf die Nadel blicken. Dadurch kann die Position und Orientierung der Nadel unter Verwendung der gesamten Nadellänge berechnet werden und die Genauigkeit wird höher als bei Verwendung eines am Ende der Nadel befestigten magnetischen Trackingsensors.
  - b) Für dieses Trackingsystem wird ein Kalibrierverfahren entwickelt, das einen linearen Kalibrierkörper verwendet. Damit wird die erreichbare Genauigkeit gegenüber dem Stand der Technik gesteigert.
  - c) Es wird ein Algorithmus entwickelt, der in Bildern und Bildfolgen beliebige Nadeln erkennt, und den Schnittpunkt der Nadel mit der Ultraschallbildebene berechnet. Dieser Schnittpunkt sowie der Verlauf der Nadel werden dem Arzt als Orientierungshilfe dargestellt.

Damit steht klinisch ein optisches Nadeltrackingsystem zur Verfügung, das mit beliebigen Nadeln funktioniert und dem Arzt mit 2D-Ultraschall eine präzise navigierte Punktion ermöglicht.





## 2 Ein optisches Trackingsystem

In diesem Kapitel werden einige Grundlagen von optischen Trackingsystemen erklärt, soweit dies für das Verständnis der folgenden Kapitel notwendig ist. Der interessierte Leser sei für weitergehende Informationen beispielsweise auf das Buch von Hartley und Zisserman [66] verwiesen, in dem das Thema grundlegend erklärt wird.

### 2.1 Das Lochkameramodell

An der bekannten Lochkamera kann man die einfacheren Gesetze der Optik anschaulich erklären. Sie hat sich als theoretisches Modell auch in der Computergrafik und für das maschinelle Sehen bewährt, da sich die Abbildungseigenschaften von realen Kameras – nach einer einfachen Erweiterung des Modells – hinreichend gut modellieren lassen.

Unter bestimmten Umständen ist es möglich, das Kameramodell zu vereinfachen. Allerdings ist dies aufgrund der vorliegenden (realen) Kameras und der Geometrie des Stereosystems (wie es in Kapitel 3.3 beschrieben wird) nicht möglich. Daher beschränkt sich dieses Kapitel auf das Lochkameramodell.

#### 2.1.1 Prinzip

Wir nehmen an, dass sich das Kamerazentrum einer Lochkamera im Koordinatenursprung befindet. Sie blickt in Richtung der  $z$ -Achse. Die Bildebene liegt parallel zur  $x/y$ -Ebene im Abstand  $f$ . Dann schneidet der Strahl durch einen beliebigen Punkt  $P = (x, y, z)^T \in \mathbb{R}^3$ ,  $z \neq 0$  und das Kamerazentrum die Bildebene an der Stelle  $p = (f x/z, f y/z, f)^T$  (siehe dazu Abbildung 2.1). Anders ausgedrückt nimmt die Lochkamera folgende Abbildung vor:

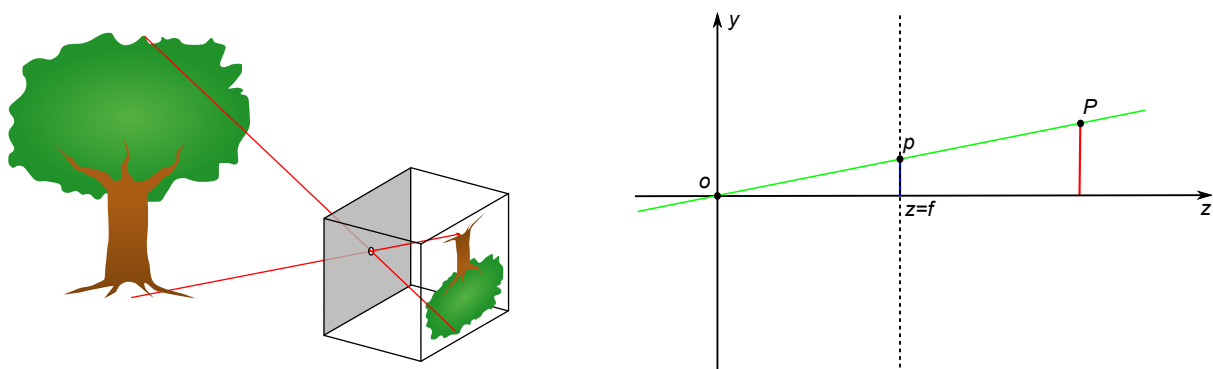


Abbildung 2.1: Das Prinzip des Lochkameramodells, das die Lochkamera (Links, Bild von <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pinhole-camera.svg>) modelliert, ist im rechten Bild dargestellt (Blick entlang der  $x$ -Achse). Ein Punkt  $P$  wird entlang seines Projektionsstrahls (grün) auf die Bildfläche  $z = f$  projiziert. Sein Bild ist der Punkt  $p$ .

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} \frac{fx}{z} \\ \frac{fy}{z} \\ \frac{z}{z} \end{pmatrix}.$$

Um die Kamera frei im Raum platzieren zu können, und um die Abbildungseigenschaften realer Optiken besser modellieren zu können, wird das folgende Modell verwendet, dessen Kern weiterhin das eben erklärte Lochkameramodell ist.

1. Die Matrix  $[R|t] \in \mathbb{R}^{3 \times 4}$  beschreibt eine rigide Transformation, die den abzubildenden Punkt  $u = (x, y, z)$  durch

$$u' = \text{dehom}_3(Ru + t)$$

in das Bildkoordinatensystem der Kamera transformiert. Dabei ist

$$\text{dehom}_n : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^{n-1}$$

$$(x_1, \dots, x_n)^\top \mapsto \frac{1}{x_n}(x_1, \dots, x_{n-1})^\top.$$

$u'$  wird bezeichnet als „Bildpunkt in generalisierten Koordinaten“.

2. Die Verzeichnung der Optik wird durch folgende Abbildung modelliert:

$$u'' = \rho(u'),$$

wobei

$$\rho : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}^2$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} x(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots) + 2p_1 xy + p_2(r^2 + 2x^2) \\ y(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots) + p_1(r^2 + 2y^2) + 2p_2 xy \end{pmatrix},$$

$$r^2 = x^2 + y^2.$$

Die Parameter  $k_i$  modellieren dabei die radiale, die Parameter  $p_i$  die tangentielle Verzerrung.

3. Der letzte Schritt ist die Anwendung der intrinsischen Kameraparameter Brennweite (entsprechend dem Abstand zwischen Bildebene und Koordinatenursprung) und Hauptpunkt (Schnittpunkt von Blickachse und Bildebene, Projektion des Kamerazentrums):

$$u''' = \text{dehom}_3(K\text{hom}_2(u'')),$$

wobei

$$\text{hom}_n : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^{n+1}$$

$$(x_1, \dots, x_n)^\top \mapsto (x_1, \dots, x_n, 1)^\top.$$

Die Matrix

$$K = \begin{pmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$$

vereint dabei die genannten intrinsischen Parameter der Kamera. Die Brennweite wird durch  $(f_x, f_y)$  bezeichnet, der Hauptpunkt durch  $(c_x, c_y)^\top$ . Es bezeichne außerdem

$$P = K[R|t].$$

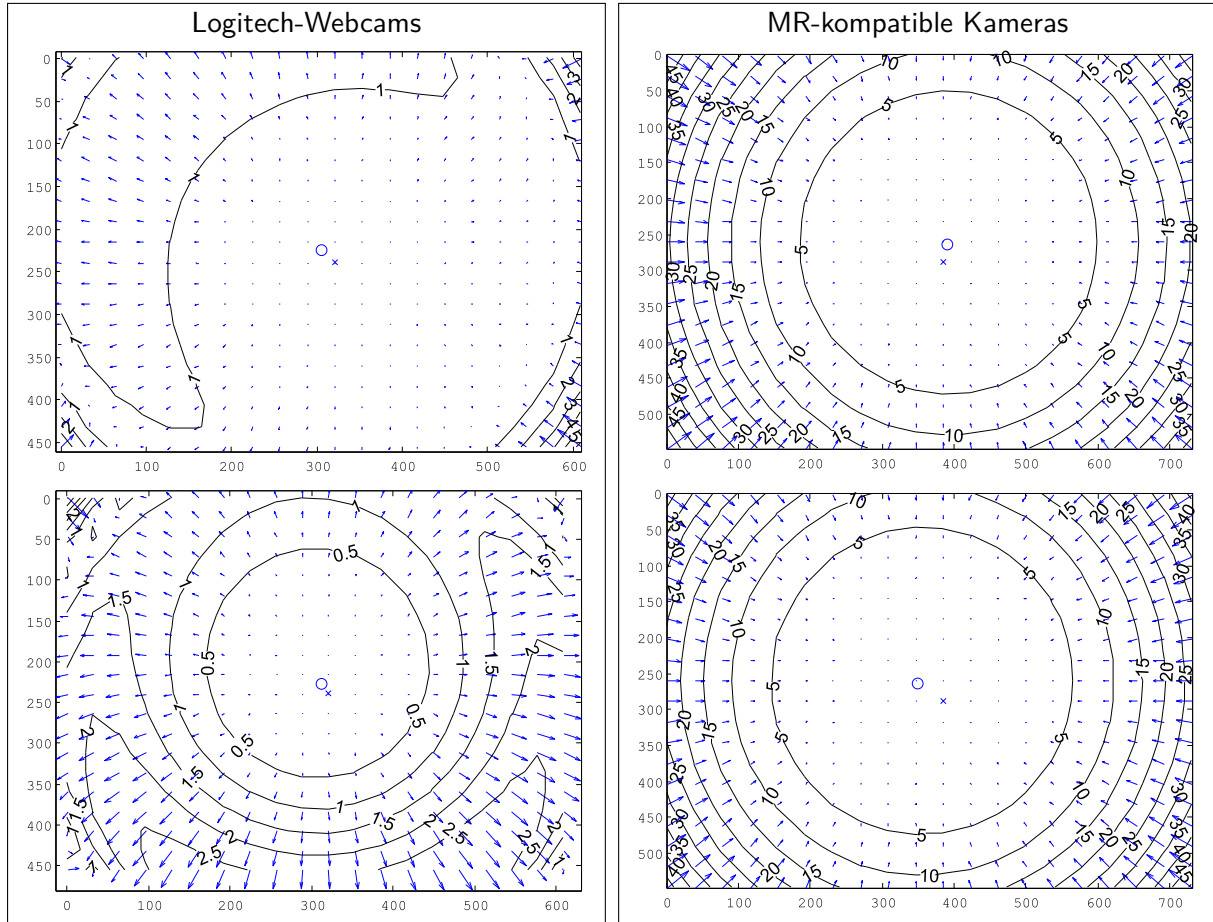


Abbildung 2.2: Für die verwendeten Kameras sind hier die errechneten Verzeichnungsmodelle abgebildet (links: Logitech-Webcams; rechts: MRT-kompatible Kameras). An den Isolinien ist deutlich zu erkennen, dass die Verzeichnung der MRT-kompatiblen Kameras um etwa eine Größenordnung größer ist als die der Webcams.

Geht man von fünf Verzerrungsparametern  $k_1, k_2, k_3, p_1, p_2$  aus, was sich als ausreichend erwiesen hat, dann stellt man fest, dass eine Kamera durch 15 unabhängige Parameter beschrieben wird, wenn man zur Darstellung der Rotationsmatrix  $R$  eine andere Form wählt: Es lässt sich jede Rotationsmatrix  $R \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$  durch einen Vektor  $r \in \mathbb{R}^3$  darstellen, der in der Richtung der Drehachse verläuft und dessen Länge proportional zum Drehwinkel ist. Diese Darstellung ist benannt nach Olinde Rodrigues und verwandt mit den Quaternionen.

Die Drehachse  $v \in \mathbb{R}^3$  zur Rotationsmatrix  $R$  ist die Lösung der Gleichung

$$(R - I)v = 0,$$

was, da  $R - I$  nicht regulär ist, über eine Eigenwertzerlegung gelöst werden muss:  $v$  ist der Eigenvektor von  $R$  mit dem Eigenwert 1. Die Transformation einer Rotationsmatrix in den äquivalenten Vektor  $r$  erfolgt dann durch

$$\sin(\theta) \begin{pmatrix} 0 & -v_z & v_y \\ v_z & 0 & -v_x \\ -v_y & v_x & 0 \end{pmatrix} = \frac{R - R^T}{2},$$

## 2 Ein optisches Trackingsystem

der Rückweg durch

$$R = \cos \theta I + (1 - \cos \theta) vv^\top + \sin \theta \begin{pmatrix} 0 & -v_z & v_y \\ v_z & 0 & -v_x \\ -v_y & v_x & 0 \end{pmatrix},$$

wobei dann

$$\theta = |r|,$$
$$v = \frac{r}{\theta}.$$

Da Rotationsmatrizen im  $\mathbb{R}^3$  drei Freiheitsgrade haben, ist diese Darstellung kompakt und daher praktisch zur Verwendung in Optimierungsalgorithmen.

### 2.1.2 Eigenschaften

Das Kamerazentrum wird später häufiger benötigt. Es liegt an der Stelle  $o \in \mathbb{R}^3$ ,

$$o = -R^{-1}t.$$

Die Blickrichtung  $v_d \in \mathbb{R}^3$  einer Kamera findet man, indem man den Einheitsvektor in z-Richtung vom Kamera- ins Weltkoordinatensystem transformiert

$$v_d = -R^{-1} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}.$$

Die Aufwärts-Richtung der Kamera, den sogenannten “up vector” oder aufwärtsgerichteten Vektor der Kamera  $v_u \in \mathbb{R}^3$ , erhält man analog durch Koordinatentransformation des Einheitsvektors in negativer y-Richtung

$$v_u = R^{-1} \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}.$$

### 2.1.3 Kalibrierung

Für eine reale Kamera sind deren äquivalente Modellparameter in der Regel nicht oder nur ungenau bekannt. Den Prozess, mit dem sich diese Parameter bestimmen lassen, nennt man Kalibrierung. Man verwendet dazu ein planares Muster, beispielsweise ein Schachbrettmuster, und nimmt mit der Kamera eine größere Anzahl Bilder dieses Musters auf. Anschließend bestimmt man die Positionen der Ecken des Schachbrettmusters möglichst genau in den Bildern. Durch Interpolation können sie subpixelgenau bestimmt werden.

Im weiteren Verlauf der Kalibrierung wird das Schachbrettmuster verwendet, um das Weltkoordinatensystem aufzuspannen. Damit die Kalibrierung die nötige Genauigkeit erreicht, müssen die Koordinaten des Schachbrettmusters entsprechend genau bekannt sein bzw. es muss hinreichend genau hergestellt worden sein. Obwohl sich das Schachbrett vor den Kameras bewegt hat, betrachten wir das Schachbrett als fix und nehmen an, dass sich die Kamera bewegt hat.

Der Kalibrieralgorithmus bekommt als Eingabe die Koordinaten der Ecken des Schachbrettmusters in Weltkoordinaten sowie für jede Aufnahme in Bildkoordinaten. Der Algorithmus bestimmt dann

- für jede Aufnahme die externen Kameraparameter  $R$ ,  $t$ , und

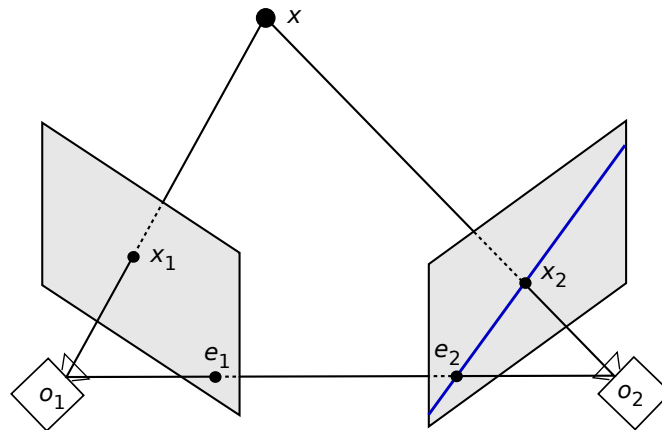


Abbildung 2.3: Epipolargeometrie: Ein Punkt  $x$ , seine Bilder  $x_1$  und  $x_2$  und die Kamerazentren  $o_1$  und  $o_2$  befinden sich auf einer Ebene. Die Schnittgeraden dieser Ebene mit den Bildebenen heißen Epipolarlinien und es gilt offensichtlich, dass für jeden Punkt  $x_1$  der korrespondierende Punkt  $x_2$  auf dieser Epipolarlinie liegen muss. Die Bildpunkte des Kamerazentrums der jeweils anderen Kamera heißen Epipole  $e_1$  und  $e_2$  und sind Teil aller Epipolarlinien.

- einmalig die internen Kameraparameter

in zwei Schritten. Zunächst wird eine ideale, verzerrungsfreie Kamera angenommen, um ein lineares Gleichungssystem aufstellen und lösen zu können. Anschließend werden durch einen Optimierungsalgorithmus, der den Rückprojektionsfehler minimiert, auch die Verzerrungsparameter bestimmt und alle übrigen Parameter entsprechend angepasst.

## 2.2 Starre Systeme zweier Kameras

Ein starres Kamerasystem verbindet mehrere Kameras starr: Es gibt eine rigide Transformation zwischen den Koordinatensystemen der Kameras, die als konstant angenommen wird.

### 2.2.1 Kalibrierung

Die Kalibrierung eines Stereokamerasystems erfolgt ähnlich wie die einer einzelnen Kamera. Es werden ebenfalls Aufnahmen eines Schachbrettmusters gemacht und darin die Koordinaten der Ecken des Musters bestimmt. Anschließend kann ein ähnlicher Algorithmus verwendet werden wie der in Abschnitt 2.1.3 beschriebene, wobei statt der internen Kameraparameter einer einzigen Kamera nun ein größerer Satz von Parametern gesucht wird, nämlich

- die internen Parameter beider Kameras (die nicht identisch sein werden), und
- die Transformation zwischen den Koordinatensystemen der beiden Kameras.

Der weitere Ablauf ist dann vergleichbar: Zunächst werden für jede Kamera die internen Parameter bestimmt, anschließend ein Gleichungssystem aufgestellt und gelöst, um die externen Parameter zu bestimmen, und dann der gesamte Parametersatz mit einem Optimierungsverfahren bestimmt.

### 2.2.2 Epipolargeometrie

Der geometrische Zusammenhang zwischen Punkten im Raum und ihren Projektionen in den Bildern verschiedener Kameras wird durch die Epipolargeometrie beschrieben. Offensichtlich spannen die

## 2 Ein optisches Trackingsystem

Zentren zweier Kameras und ein Punkt im Raum eine Ebene auf. Die Projektionen dieses Punktes befinden sich auf den Schnittgeraden dieser Ebene mit den Bildflächen, die man Epipolarlinien nennt. Dieser Zusammenhang wird durch die Fundamentalmatrix beschrieben, die zu den internen Parametern eines starren Kamerasystems gezählt werden kann:

Sei  $x \in \mathbb{R}^3$  ein Punkt im Weltkoordinatensystem und die Punkte  $x_1, x_2 \in \mathbb{R}^2$  die Projektion des Punktes in die Bilder der beiden Kameras in generalisierten Koordinaten. Dann gibt es eine Matrix  $F \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ , so dass gilt

$$\text{hom}_2(x_1)^\top F \text{hom}_2(x_1) = 0.$$

Man bestimmt diese Matrix durch

$$F = [e_2]_\times P_2 P_1^+,$$

wobei  $e_1$  und  $e_2$  die Epipole des Kamerasystems sind,

$$P_1^+ = \begin{pmatrix} K^{-1} \\ 0^\top \end{pmatrix}$$

die Pseudoinverse der Kameramatrix der ersten Kamera und

$$[a]_\times = \begin{pmatrix} 0 & -a_3 & a_2 \\ a_3 & 0 & -a_1 \\ -a_2 & a_1 & 0 \end{pmatrix}$$

die von  $a = (a_1, a_2, a_3)^\top$  definierte schiefsymmetrische Matrix. Für Details sei hier auf das Buch von Hartley und Zisserman verwiesen [66].

### 2.2.3 Triangulierung

Seien  $x_1, x_2 \in \mathbb{R}^2$  Punkte in generalisierten Koordinaten in den Bildern beider Kameras, so dass die Epipolarbedingung erfüllt ist

$$\text{hom}_2(x_1)^\top F \text{hom}_2(x_1) = 0.$$

Dann kann man die beiden Geraden bestimmen, die durch die Punkte und ihre jeweiligen Kamerazentren aufgespannt werden, und deren Schnittpunkt  $x \in \mathbb{R}^3$  berechnen. Diesen Vorgang nennt man Triangulierung.

In der Praxis werden die Bildpunkte nur selten exakt bekannt sein, und die jeweiligen Geraden werden sich nicht schneiden. Man muss daher die genannte Bedingung abschwächen zu

$$\text{hom}_2(x_1)^\top F \text{hom}_2(x_1) < t,$$

wobei  $t$  ein sinnvoll zu wählender Schwellwert ist. Ein Verfahren, dass mit dieser Ungenauigkeit umgeht, wird von Hartley und Zisserman beschrieben ([66], Kapitel 11). Es bestimmt den Punkt, dessen Projektionen den geringsten Abstand zu den Bildpunkten hat. Da aber die Triangulierung von Punktkorrespondenzen in dieser Arbeit nur zur Berechnung von Schätzwerten verwendet wird, genügt die folgende Methode, die ebenfalls bei Hartley und Zisserman zu finden ist.

Für Bildpunkte  $x_1, x_2 \in \mathbb{R}^2$  in generalisierten Koordinaten gelte die abgeschwächte Epipolarbedingung. Gesucht ist dann ein  $x \in \mathbb{R}^3$ , so dass gilt

$$\begin{aligned} x_1 &= \text{dehom}_3(P_1 x) \\ x_2 &= \text{dehom}_3(P_2 x). \end{aligned}$$

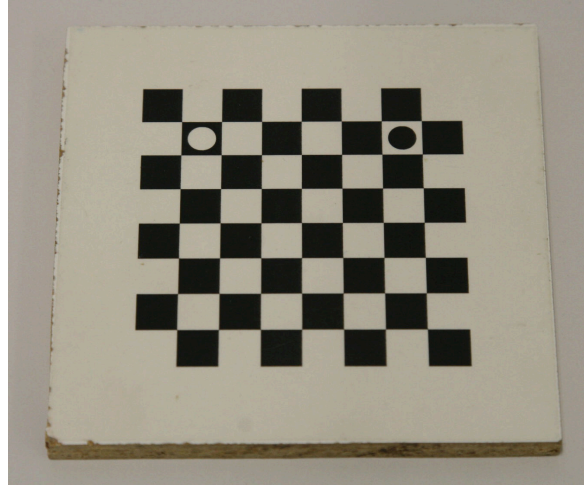


Abbildung 2.4: Zur Kalibrierung der Kameras wurde dieses  $8 \times 8$ -Schachbrettmuster mit einer Kantenlänge von 10 mm verwendet. Die Kreise dienen der Korrespondenzfindung bei der Kalibrierung eines Multikamerasystems.

Daraus folgt das Gleichungssystem

$$\begin{aligned} x_1^x(p_1^{3T}x) - (p_1^{1T}x) &= 0 \\ x_1^y(p_1^{3T}x) - (p_1^{2T}x) &= 0 \\ x_1^x(p_1^{2T}x) - x_1^y(p_1^{1T}x) &= 0 \\ x_2^x(p_2^{3T}x) - (p_2^{1T}x) &= 0 \\ x_2^y(p_2^{3T}x) - (p_2^{2T}x) &= 0 \\ x_2^x(p_2^{2T}x) - x_2^y(p_1^{1T}x) &= 0, \end{aligned}$$

wobei  $x_i^x$  und  $x_i^y$  die  $x$ - bzw  $y$ -Komponente von  $x_i$  ist und  $p_i^j$  die  $j$ -te Zeile von  $p_i$ . Dies ist offenbar ein lineares, überbestimmtes Gleichungssystem, das sich in die Form  $AX = 0$  bringen lässt mit

$$A = \begin{pmatrix} x_1^x p_1^{3T} - p_1^{1T} \\ x_1^y p_1^{3T} - p_1^{2T} \\ x_2^x p_2^{3T} - p_2^{1T} \\ x_2^y p_2^{3T} - p_2^{2T} \end{pmatrix}.$$

Man löst dieses Gleichungssystem zweckmäßig mit Hilfe der Singulärwertzerlegung. Die Lösung ist dann der Singulärvektor mit dem kleinsten Singulärwert.

## 2.3 Überlegungen zur Genauigkeit

In der Literatur sind verschiedene andere Kameramodelle bekannt. Einige davon werden von Hartley und Zisserman [66] hergeleitet. An dieser Stelle soll kurz dargestellt werden, warum das Lochkamera-modell in der Implementierung von OpenCV verwendet wurde, warum kein anderes Kameramodell verwendet wurde und welche die optimale Anzahl an radialen Verzerrungsparametern ist. Hierfür wurde folgendes Experiment gemacht, das auch darstellt, dass die Verwendung des Lochkameramodells in der Implementierung von OpenCV [28] angemessen und ausreichend ist.

Jeweils sechs unterschiedliche Sätze von Bildern eines  $8 \times 8$ -Schachbrettmusters (Abbildung 2.4) wurden mit den in den folgenden Kapiteln verwendeten Kameras aufgenommen. Für die folgenden

Kamera	Datensatz	RMS/Pixel		
		5 Verzerrungsparameter	8 Verzerrungsparameter	Unterschied/Pixel
MRC 12M	1	0,522163	0,522281	0,00012
	2	0,3688	0,368848	0,00005
	3	0,287144	0,287692	0,00055
	4	0,355548	0,355642	0,00009
	5	0,267867	0,267865	0,00000
	6	0,383954	0,38413	0,00018
Logitech QuickCam Pro	1	0,986479	0,986723	0,00024
	2	0,990943	0,990936	-0,00001
	3	1,07167	1,07169	0,00002
	4	1,21333	1,2128	-0,00053
	5	1,05136	1,05136	0,00000
	6	1,0354	1,03488	-0,00052

Tabelle 2.1: Mit den beiden in den folgenden Kapiteln verwendeten Kameras wurden Bildern eines  $8 \times 8$ -Schachbrettmusters aufgenommen, die Ecken des Schachbrettmusters mit den Funktionen von OpenCV bestimmt und dann mit diesen Punkten eine Kalibrierung durchgeführt, wobei einmal fünf Verzerrungsparameter ( $p_1, p_2, k_1, k_2, k_3$ ) und einmal acht Verzerrungsparameter (zusätzlich  $k_4, k_5, k_6$ ) ermittelt wurden. Der quadratische Mittelwert (RMS) des Rückprojektionsfehlers zeigt, dass weitere Verzerrungsparameter keine nennenswerte Verbesserung bringen. Die relativ großen Werte bei der Webcam lassen sich mit der JPG-komprimierten Übertragung der Bilder über USB erklären.

Schritte wurden das Kameramodell und die entsprechenden Funktionen von OpenCV verwendet: Zunächst wurden die Ecken des Schachbrettmusters bestimmt. Dann wurde mit diesen Punkten die Kalibrierung durchgeführt, wobei einmal fünf Verzerrungsparameter ( $p_1, p_2, k_1, k_2, k_3$ ) und einmal acht Verzerrungsparameter (zusätzlich  $k_4, k_5, k_6$ ) ermittelt wurden. Anschließend wurde für jeden Satz von Bildern der quadratische Mittelwert (RMS) des Rückprojektionsfehlers bestimmt (Tabelle 2.1). Es fällt auf, dass die drei zusätzlichen Verzerrungsparameter keine nennenswerte Verbesserung beim Rückprojektionsfehler bringen: Eher noch führen sie zu einer Überanpassung des Modells. Die relativ großen Rückprojektionsfehler bei der Webcam lassen sich mit der komprimierten Übertragung der Bilder über USB erklären. Insgesamt lässt dieses Experiment den Schluss zu, dass das Kameramodell von OpenCV mit fünf Verzerrungsparametern zur Analyse der Bilder der verwendeten Kameras ausreichend ist und das Verhalten der Kameras hinreichend genau modelliert.



### 3 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras

In diesem Kapitel wird anhand eines MRT-kompatiblen Kopftrackingsystems gezeigt, dass mit miniaturisierten Kameras – obwohl sie eine im Vergleich schlechtere Bildqualität besitzen – dennoch Ergebnisse erzielbar sind, die mit denen anderer, marktüblicher Trackingsysteme vergleichbar sind. Der Grund hierfür ist, dass sie deutlich dichter am „Ort des Geschehens“ positioniert werden können. In der Folge funktioniert das Tracking beispielsweise auch noch, wenn normale Trackingkameras wegen der Line-of-Sight-Problematik versagen würden.

Es muss an dieser Stelle erwähnt werden, dass in diesem Kapitel nicht einfach „ein weiteres Trackingsystem“ entwickelt wird. Aus der bewussten Platzierung der Kameras im Innern des Tomografen und der Situation bei der Schädel-MRT folgen einige technische Besonderheiten, die die Modifikation der bekannten Vorgehensweisen beim optischen Tracking erforderlich machen. Auf diesen Aspekt wird in Abschnitt 3.2 genauer eingegangen.

#### Aufbau des Kapitels

Zunächst wird der Stand der Technik bezüglich der Bewegungskompensation bei der Kopf-MRT beleuchtet. Die bekannten Verfahren werden entsprechend der klinischen Anforderungen evaluiert. Darauf aufbauend wird ein Konzept erarbeitet, wie das Problem des Kopftrackings für Bewegungskompensation bei der Kopf-MRT gelöst werden sollte. Dieses Konzept basiert auf einem starren Stereokamerasystem, das mit der Kopfspule verbunden wird und Markerpunkte auf der Stirn des Patienten verfolgt. Die Details der Implementierung dieses Konzepts werden erklärt und das System anschliessend theoretisch und praktisch evaluiert.

#### 3.1 Stand von Forschung und Technik

Für den Patienten ist die Situation im Magnetresonanztomografen unangenehm [124]. Die Öffnung des Tomografen ist eng, die Kopfspule hindert den Patienten am Blick nach draußen. Das Gerät macht während der Aufnahme unangenehm laute Geräusche, die für manche Patienten sicherlich erschreckend sein können.

Für die Aufnahme ist es nötig, dass der Patient sich nicht bewegt. Einige Patienten werden sich nicht kooperativ zeigen und sich, sei es absichtlich oder unabsichtlich, dennoch bewegen. Man spricht daher von "kooperativen Patienten" und "nichtkooperativen Patienten".

Wie in Kapitel 1 dargestellt, sind Patientenbewegung und die daraus resultierenden Bildfehler ein Problem im Klinikalltag. Sie sorgen dafür, dass Bilder unbrauchbar werden und Untersuchungen wiederholt werden müssen. Man kann hier vermuten, dass unbrauchbare Bilder angesichts Zeit- und Kostendruck bereits zu Fehlentscheidungen seitens der Ärzte geführt haben. In der Klinik haben sich deshalb zwei Methoden etabliert, die forcierte Vermeidung von Bewegungen und die Steuerung der Aufnahme entsprechend der (periodischen) Bewegung. Naheliegender ist es außerdem, den Einfluss der Bewegung durch eine Verringerung der für die Untersuchung nötigen Zeit zu reduzieren.



Abbildung 3.1: Immobilisation des Kopfes (oben links), des Sprunggelenks (oben rechts) und eines Säuglings (unten) mit einer Vakuum-Immobilisationsmatte (Abbildungen mit freundlicher Genehmigung des Herstellers Kohlbrat & Bunz GmbH, Radstadt, Österreich).

#### **Vermeidung von Bewegungen während der Aufnahme**

Eine mögliche Lösung ist, die Bewegung des Patienten während der Aufnahme zu vermeiden oder zu unterbinden. Das ist möglich durch Gabe von Beruhigungsmitteln (Sedierung) [85], was aber nicht nur bei Kindern mit Risiken verbunden ist [112]. Es ist auch möglich den Patienten zu fixieren, zum Beispiel im Fall von Säuglingen (Abbildung 3.1).

#### **Steuerung der Aufnahme entsprechend der Bewegung**

Diese Methode funktioniert gut bei periodischen Bewegungen: Der Verlauf der Bewegung wird gemessen und immer in der gleichen Phase der Bewegung werden Bilder aufgenommen. Dadurch scheint die Bewegung stillzustehen. Dies wurde entwickelt für MRT-Aufnahmen des schlagenden Herzens [160], funktioniert aber auch beispielsweise bei Gelenken und wurde dort erstmals bei MRT-Aufnahmen des Sprunggelenks verwendet [117].

Obwohl für alle tomografischen Modalitäten Patientenbewegung problematisch ist, wurden die ersten Arbeiten, die durch Tracking diese Bewegung korrigieren, am PET durchgeführt. MRT und CT rückten erst später in den Fokus der Forschung. Über die Gründe soll hier nicht spekuliert werden. Bezüglich der MRT geben Maclaren et al. einen Überblick über die gegenwärtig bekannten Verfahren und Probleme [107]; dieser mag die folgenden Ausführungen ergänzen. Bei der Aufnahme von MRT-Bildern der Lunge wird die Atembewegung folgendermaßen unterbunden: Man gibt dem Patienten Anweisungen, dass er bitte einatmen und die Luft anhalten möge, macht dann die Aufnahme und sagt dem Patienten danach, dass er jetzt weiteratmen darf.

#### **Höhere Feldstärke**

Speziell langsame Patientenbewegungen stellen kein Problem dar, wenn die Bildaufnahme nur sehr kurz dauert. Für die Aufnahmedauer gibt es allerdings physikalische Grenzen. Sie hängt von der

Relaxationszeit ab, die mit steigender Feldstärke des Tomografen abnimmt. In Forschungseinrichtungen werden Tomografen mit Feldstärken weit über 10 T eingesetzt [94]. Zwar wird mit steigender Feldstärke auch die Bildqualität besser, jedoch können Patienten auf sehr starke Magnetfelder beispielsweise mit Schwindelgefühlen reagieren [61].

#### **Compressed Sensing**

Die Aufnahmezeit lässt sich verkürzen indem man Mittel der Signalverarbeitung einsetzt: Frequenzraum-basierte Bildkompressionsverfahren nutzen aus, dass im transformierten Bildsignal die Bildinformation auf einen kleinen Bereich konzentriert ist und außerdem eine Symmetrie vorliegt. Man kann dies bei der Speicherung des Bildes ausnutzen und ohne nennenswerten Qualitätsverlust Speicherplatz sparen. Beim „Compressed Sensing“ nimmt man an, dass es möglich sein sollte bereits bei der Bildaufnahme die Redundanz auszunutzen und nur die relevanten Teile des Frequenzraums tatsächlich zu messen. Dies wird momentan erforscht und konnte bestätigt werden [31, 44]. Bei der Aufnahme von Fotografien ist „Compressed Sensing“ technisch aufwändig, da zunächst eine Vorrichtung nötig ist, die eine Bildtransformation in den Frequenzraum auf optischem Wege durchführt. Eine entsprechende Vorrichtungen wurden 2006 von Takhar et al. [174] vorgeschlagen. Ein deutlich vereinfachter Ansatz bestehend aus einem einzelnen Bildelement und einem LC-Display zur Kodierung der Daten wurde von Huang et al. veröffentlicht [74].

Da bei der MRT die Datenaufnahme direkt im Frequenzraum erfolgt, ist Compressed Sensing dort technisch relativ einfach durchzuführen. Verschiedene Gruppen arbeiten an Methoden, die bei der Bildaufnahme den  $k$ -Raum unterabtasten [102, 125, 36] und erzielen damit eine Beschleunigung der Bildaufnahme bei verschiedenen Aufnahmeprotokollen [58]. Es ist allerdings unklar, inwieweit diese Methoden den qualitativen Anforderungen an medizinische Bildgebung genügen.

Unabhängig davon muss man allerdings feststellen, dass eine Verkürzung der Aufnahmezeit nicht alle Probleme löst, die durch Patientenbewegung entstehen. Als Beispiel seien Aufnahmeprotokolle genannt, die mehrere Aufnahmen machen und die eigentlich interessanten Bildinformationen aus der Relation der verschiedenen Aufnahmen gewinnen: Offensichtlich ist es wichtig, dass der Patient seinen Kopf zwischen den beiden Aufnahmen nicht bewegt. Das gilt unabhängig davon, wie lange die beiden Einzelaufnahmen tatsächlich dauern. Der Einsatz von Trackingmethoden kann hier helfen die beiden Aufnahmen zur Deckung zu bringen [5].

#### **Bewegungskompensation**

Die bisher vorgestellten Methoden stoßen im Alltag oder bei der Akzeptanz durch den Patienten an ihre Grenzen. Allerdings ist in der Forschung die Kompensation der Bewegung durch das aufnehmende Gerät seit langem ein Thema. Nimmt man an, dass die Bewegung, die der Patient ausführt, bekannt ist, dann könnte dies bei der Bildaufnahme technisch berücksichtigt werden und in gewissen Grenzen entstünde dennoch ein brauchbares Bild. Wie im folgenden gezeigt wird, sind entsprechende Verfahren für verschiedene Modalitäten erfolgreich entwickelt worden.

Die Forschung beschränkt sich hierbei im Wesentlichen auf die Bildgebung des Kopfes, weil dieser (im unverletzten Zustand) als starres Objekt angenommen werden kann und entsprechend die üblichen Trackingmethoden für starre Körper verwendet werden können.

Die folgende Übersicht beschränkt sich auf Untersuchungen des Kopfes mit tomografischen Modalitäten, wobei der Fokus auf der MRT liegen wird. Da allerdings die Forschung an Verfahren für andere Modalitäten begann, sollen diese hier auch erwähnt werden, weil einige dieser Verfahren auch für Kopf-MRT verwendet werden können.

Patientenbewegungen bei anderen Körperteilen (Extremitäten, Gelenke) oder Organen (Herz, Lunge) erfordern grundsätzlich andere Methoden zur Bewegungskompensation. Sie sind zwar nicht Teil dieser Arbeit, sind aber teilweise dennoch relevant, da sie beim Kopf ebenfalls funktionieren würden und teilweise dort auch eingesetzt werden. Einige davon werden auch vorgestellt.

In Anbetracht des Themas dieser Arbeit werden die MR-technischen Hintergründe der vorgestellten Arbeiten nur oberflächlich und nur soweit zum Verständnis notwendig erklärt. Im Vordergrund steht die Art und Weise, in der (optische) Trackingmethoden eingesetzt werden, die Funktionsweise der jeweiligen Systeme, ihre Kalibrierung und Kreuzkalibrierung und die übrigen technischen Parameter. Man unterscheidet bei den Verfahren zur Bewegungskorrektur zwischen retrospektiver und prospektiver Bewegungskorrektur, abhängig davon zu welchem Zeitpunkt die Korrektur erfolgt.

**Retrospektive Bewegungskorrektur** Bei der retrospektiven Bewegungskorrektur wird im Anschluss an die Aufnahme der Bilder ermittelt, wie sich der Patient bewegt hat und dann versucht, die Bilddaten durch eine rigide Registrierung oder eine Phasenkorrektur im  $k$ -Raum entsprechend zu korrigieren [55]. Software zu diesem Zweck ist vielfältig am Markt erhältlich [129] und sogar echtzeitfähig [176]. In der Arbeit von Dold [40] wurde gezeigt, dass diese Methoden unter bestimmten Bedingungen durchaus funktionieren. Dennoch gibt es technische Grenzen: Sie funktionieren nur, wenn die aufgenommenen Bilder von guter Qualität sind und während der Aufnahme einer Schicht keine Bewegung auftritt. Sonst können sie keine Korrekturtransformation bestimmen und das Verfahren versagt. Als Lösung schlägt Dold die Nutzung von prospektiven Korrekturmethoden vor, zu denen Orchard und Staruch in einer Simulation zeigen, dass sie den retrospektiven überlegen sind [135].

**Prospektive Bewegungskorrektur** Es gibt vielfältige Ansätze zur prospektiven Bewegungskorrektur. Einige davon sind in ihrer Anwendbarkeit auf die MRT beschränkt, andere lassen sich auch auf andere tomografische Modalitäten übertragen. Der Grundgedanke aller dieser Verfahren ist der folgende: Das Volumen wird bei allen Modalitäten über einen gewissen Zeitraum und in mehreren Teilmessungen abgetastet. Wenn man also zu jeder Teilmessung wüsste, welche Bewegung der Patient in der Zwischenzeit mit seinem Kopf gemacht hat, könnte man die gemessenen Daten relativ einfach an der korrekten Stelle des Bildvolumens eintragen. Alternativ könnte man, wenn die Modalität dies technisch erlaubt, die Messung der Bewegung des Patienten nachführen und zusätzlich die Bildaufnahme unterbrechen während der Patient sich bewegt.

Es sei hier erwähnt, dass bereits 2001 von Thesen vorgeschlagen wurde, mit einem hybriden Ansatz die Vorteile von prospektiven und retrospektiven Verfahren zu kombinieren [176].

#### 3.1.1 Bewegungskompensation auf Basis von MRT-Bildern

Bereits 1989 wurden von Richard Ehman Navigatorechos zur Messung der Patientenbewegung vorgeschlagen [48]. Die Aufnahmesequenz wird dabei von kurzen Navigatorpulsen unterbrochen, mit denen in sehr kurzer Zeit Bilder mit geringer Auflösung aufgenommen werden können. Diese ermöglichen die Bewegung des Patienten abzuschätzen, wobei entsprechende, gut erkennbare anatomische Strukturen in der betreffenden Körperregion Voraussetzung sind.

Die ersten Implementierungen dieser Idee waren in den zur Verfügung stehenden Freiheitsgraden beschränkt. Zwischenzeitlich wurde diese Technik weiterentwickelt und an verschiedene Aufnahmesequenzen angepasst [136, 95, 142, 186] und findet so auch bei der Bildgebung andere Organe Verwendung [68, 117].

Von Pipe wurde 1999 ein anderes Verfahren vorgeschlagen, das er „Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER) MRI“ nannte [143, 144]. Er tastet den  $k$ -Raum streifenweise ab: in jedem Schritt wird eine geringe Zahl von parallelen Linien im  $k$ -Raum aufgenommen, die um das Zentrum des  $k$ -Raums angeordnet sind. Dann wird diese Linienschar um einige Grad rotiert und die Aufnahme fortgesetzt (Abbildung 3.2). Nach der Aufnahme jeder Linienschar kann eine Phasenkorrektur vorgenommen werden. Anschließend werden alle aufgenommenen Daten fusioniert und rekonstruiert, wobei die Bewegungsartefakte deutlich reduziert sind (Abbildung 3.3).

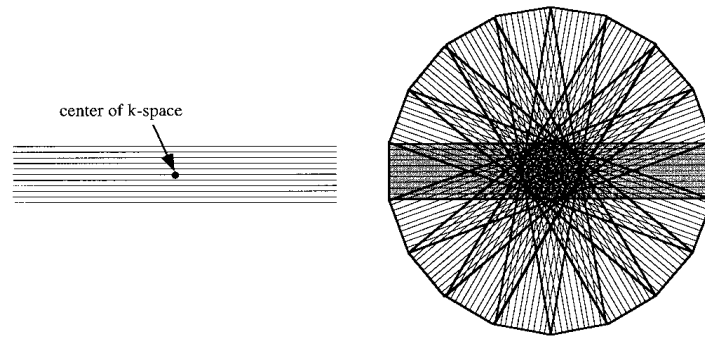


Abbildung 3.2: Abtastung des  $k$ -Raums nach dem PROPELLER-Muster (Abbildung aus [143]).

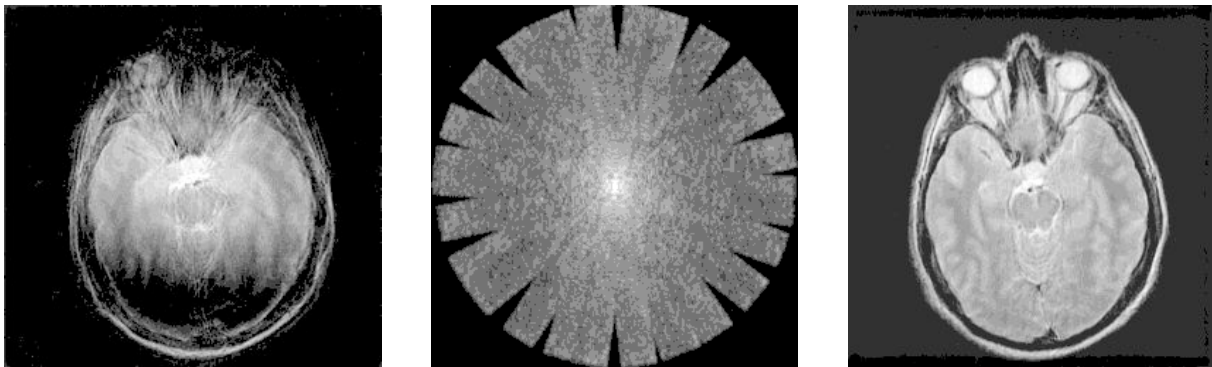


Abbildung 3.3: Beispiel für das PROPELLER-Verfahren: Aufnahme, bei der sich der Patient bewegt hat, links ohne, rechts mit PROPELLER-Bewegungskorrektur. In der Mitte ist der nach dem PROPELLER-Verfahren gefüllte  $k$ -Raum zu sehen (Abbildungen aus [143]).

Verschiedene MRI-Aufnahmesequenzen wurden um eine PROPELLER-Bewegungskorrektur erweitert [175].

Maclaren et al. haben ein ähnliches Verfahren vorgeschlagen [109], das allerdings die Linienschar nicht um den Ursprung des  $k$ -Raums rotiert, sondern den  $k$ -Raum kartesisch abtastet: Die Linienschar liegt entweder parallel zur  $k_x$ - oder zur  $k_y$ -Achse und wird achsenparallel durch den  $k$ -Raum verschoben. So wird der gesamte  $k$ -Raum abgetastet. Anschließend werden die Daten fusioniert und rekonstruiert, wobei eine Bewegungskorrektur möglich ist. Sie nennen das Verfahren „Translation and Rotation Estimation using Linear Least-squares and Interleaved Strips“ TRELLIS.

Eine Kalibrierung ist bei allen diesen Verfahren nicht nötig, da die Messungen prinzipiell im selben Koordinatensystem erfolgen. Sie verlängern aber die Aufnahmedauer, da die zentralen Stellen des  $k$ -Raums häufiger abgetastet werden und sie sind in ihrer Genauigkeit und den zur Verfügung stehenden Freiheitsgraden beschränkt, weil alle diese Methoden Bewegungen nur innerhalb einer Schicht korrigieren können. Für weitergehende Korrekturen ist es also notwendig, die Bewegung des Kopfes mit anderen Mitteln zu messen.

Diese Verfahren sind teilweise am Markt erhältlich. Beispielsweise wird das PROPELLER-Verfahren von Siemens unter dem Namen „Syngo Blade“ vermarktet.

#### 3.1.2 Optische Bewegungsbestimmung und Bewegungsausgleich für PET

Am PET untersuchte Menke 1996, ob es möglich wäre die Kopfbewegungen eines Patienten mit einem marktüblichen optischen Trackingsystem zu verfolgen und dann die aufgenommenen Daten entsprechend zu korrigieren [119]. Allerdings gelang es ihm nicht, tatsächlich prospektiv während

der Aufnahme zu korrigieren: Der Prozess wurde nachträglich simuliert. Außerdem fehlte Menke ein Ansatz zur Kalibrierung des Systems; die Transformation vom Koordinatensystem des Trackingsystems in das Koordinatensystem des PET-Scanners musste geschätzt werden. Für das Tracking wurden retroreflektierende Marker mit einer Schiene am Gebiss des Probanden fixiert.

Menkes Arbeit wurde 1999 von Lopresti et al. bestätigt, die Kopfbewegungen im PET mit einem optischen Infrarottrackingsystem verfolgten [99]. Der Patient trug eine thermoplastische Marke, an der reflektierende Marker befestigt waren. Eine Kalibrierung wird in ihrer Arbeit nicht erwähnt.

Einen ähnlichen Ansatz verfolgten Goldstein et al. 1997, die ein stereo-optisches Trackingsystem mit aktiven Markern am Kopf des Patienten an einen PET-Scanner anbauten [63]. Es wurde allerdings wegen einiger notwendiger Filtervorgänge nur eine unzureichende Abtastrate erreicht: Wenn der Patient seinen Kopf sehr schnell bewegt, beobachteten Goldstein et al. Inkonsistenzen in den Messungen, die zu Signalspitzen führten. Diese Spitzen mussten herausgefiltert werden. Auch diese Arbeit erwähnt keinen Ansatz zur Kalibrierung.

Erst Fulton et al. veröffentlichten 2000 eine Arbeit, in der sie ein vollständiges, funktionierendes System zur Bewegungskompensation im PET vorstellten [56, 57, 24]. Es verwendet ein kommerziell erhältliches optisches Trackingsystem (POLARIS), das vier Marker verfolgt, die am Kopf des Patienten angebracht sind. Erstmals wird ein Ansatz zur Kalibrierung eines solchen Systems erklärt. Weil das Trackingsystem die Koordinaten der Marker nicht zur Verfügung stellt, muss aus der gemessenen Bewegung des Kalibrierphantoms im Koordinatensystem des Trackingsystems und des PET-Scanners auf die relative Orientierung geschlossen werden:

Die Kalibriertransformation, die gesucht ist, sei  $R^* = [R_c | t_c] \in \mathbb{R}^{4 \times 3}$ . Man konstruiert ein Kalibrierphantom, das vom Trackingsystem verfolgt werden kann und dessen Bewegung man auch anhand der MRT-Bilder nachvollziehen kann und bestimmt für eine definierte Bewegung die Transformationsmatrix in den Koordinatensystemen von MRT und Trackingsystem  $R, R' \in \mathbb{R}^{4 \times 3}$ . Man kann dann für einen Punkt  $p \in \mathbb{R}^3$  (MRT-Koordinatensystem) und  $p' \in \mathbb{R}^3$  (im Trackingkoordinatensystem) folgende Gleichungen aufstellen:

$$\begin{aligned} R^* p' &= R R_c p, \\ p' &= R' p. \end{aligned}$$

Durch Wiederholung des Vorgangs kann man ein überbestimmtes Gleichungssystem aufstellen und mit geeigneten Mitteln lösen. Dafür bietet sich zum Beispiel die auf der Singulärwertzerlegung basierende Methode an, die im weiteren Verlauf mehrfach verwendet wird (siehe zum Beispiel Abschnitt 2.2.3 auf Seite 12).

Vergleichbare Ergebnisse wie die von Fulton wurden von Bühler et al. 2004 erzielt, die allerdings ein anderes Trackingsystem verwendeten (ARTtrack1) und damit die Kopfbewegung anhand von reflektierenden Kugeln verfolgten, die an einer Taucherbrille befestigt waren, die dem Patienten aufgesetzt wurde [22].

#### 3.1.3 Anwendung alternativer Trackingsysteme im PET

Im Weiteren wurde der Frage nachgegangen, ob auch andere Trackingverfahren oder Varianten von ihnen eingesetzt werden könnten. Beispielsweise beschreiben Hu et al. 2004 ein System, das mit zwei Schwarzweißvideokameras, die in die Öffnung des PET-Scanners blicken können, drei schwarze Punkte auf der Stirn des Patienten beobachtet und damit die Kopfbewegungen verfolgt. Es wird damit eine Trackinggenauigkeit im Submillimeterbereich erreicht [73].

Ma et al. zeigten, dass es möglich ist, den Kopf des Patienten völlig ohne künstliche Marker zu verfolgen [104]. Sie verwendeten dazu zwei marktübliche Videokameras, die von aussen in die Öffnung

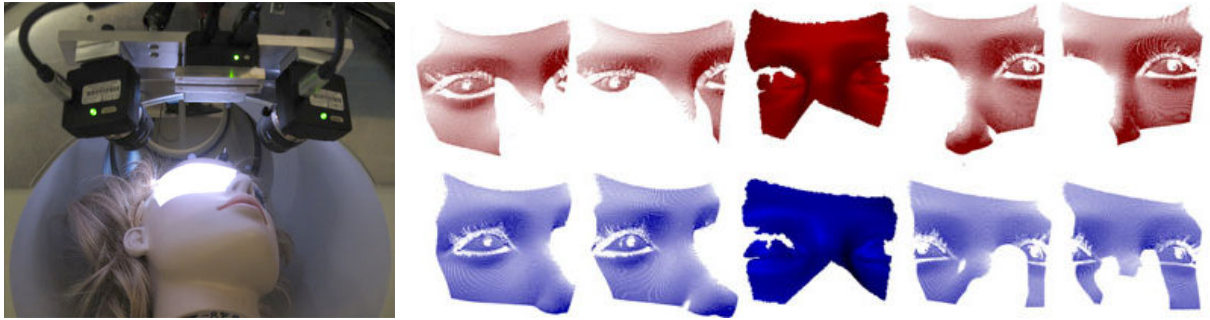


Abbildung 3.4: Olesen et al. verwendeten ein aktives Trackingsystem basierend auf strukturiertem Infrarotlicht (links, das Infrarotlicht ist zu sehen, weil CCD-Kameras auch für Infrarotlicht empfindlich sind). Im rechten Bild sind die rekonstruierten Gesichtsgeometrien zu sehen, mit denen es möglich war, die Bewegung zu bestimmen (Alle Bilder aus [132]).

des PET-Scanners blicken. In den Bildern wird mit dem SIFT-Verfahren [100] nach Merkmalspunkten gesucht, mit denen dann, nach Triangulation, die Bewegung des Patienten bestimmt werden kann. Es wird nicht erwähnt, ob dieses Verfahren in Echtzeit funktioniert.

Olesen et al. konnten die gleiche Fragestellung beantworten, indem sie ein aktives Trackingsystem basierend auf strukturiertem Licht in einen PET einbauten [132, 131, 130]. Mit Infrarotlicht wird ein Streifenmuster auf die Stirn des Patienten projiziert, woraus mit einem Stereokamerasystem die Geometrie des Kopfes rekonstruiert wird. In weiteren Aufnahmen kann aus der veränderten Geometrie auf die Bewegung des Kopfes geschlossen werden (Abbildung 3.4).

Nazarparvar et al. nehmen an, dass man im PET auch völlig ohne Trackingsystem den Kopf des Patienten verfolgen kann [128]. Sie liefern dafür einen theoretischen Beweis mittels Simulation. Es wird angenommen, dass man Kugeln, die mit einer in PET-Aufnahmen sichtbaren Substanz gefüllt sind, am Kopf des Patienten befestigen kann und so, völlig ohne jede Kalibrierung, anhand deren Bewegung die Bilder korrigieren kann. Sie gehen allerdings nicht auf die tatsächliche Durchführbarkeit ein.

Der Frage, ob ein Trackingsystem zur Bewegungskompensation in der PET im klinischen Alltag einsetzbar wäre, ging Langner in seiner Dissertation nach [92]. Dafür beschreibt er die nötigen Protokolle und Änderungen an der Software des PET, um die Informationen des Trackingsystems zur Bewegungskompensation zu verwenden. Er beschreibt ein Verfahren zur Kalibrierung des Aufbaus. Außerdem untersucht er, wie ein aus retroreflektierenden Kugeln bestehender Marker praktisch am Patienten befestigt werden könnte. Er kommt zum Schluss, dass es für den Klinikalltag und das Wohlbefinden des Patienten am günstigsten wäre, den Marker an einer Schutzbrille zu befestigen, die dem Patienten vor der Untersuchung aufgesetzt wird (Abbildung 3.5, rechts).

#### 3.1.4 Bewegungsbestimmung in anderen Modalitäten

Es erscheint naheliegend, dass die am PET erarbeiteten Ergebnisse auch auf andere Modalitäten übertragbar sind. Ein marktübliches optisches Trackingsystem wurde von Kim et al. verwendet, um im CT die Bewegung eines Kopfphantoms zu verfolgen [81].

#### 3.1.5 Optische Bewegungsbestimmung und Bewegungsausgleich im MRT

Die Übertragung der bisherigen Forschungsergebnisse auf die MRT begann Eviatar et al. 1999. Man verwendete drei Reflektoren, die am Kopf des Patienten angebracht wurden [49]. Sie wurden von drei Lasern beleuchtet, das reflektierte Licht von drei Fotozellen gemessen. Daraus konnte die Entfernung



### 3 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras

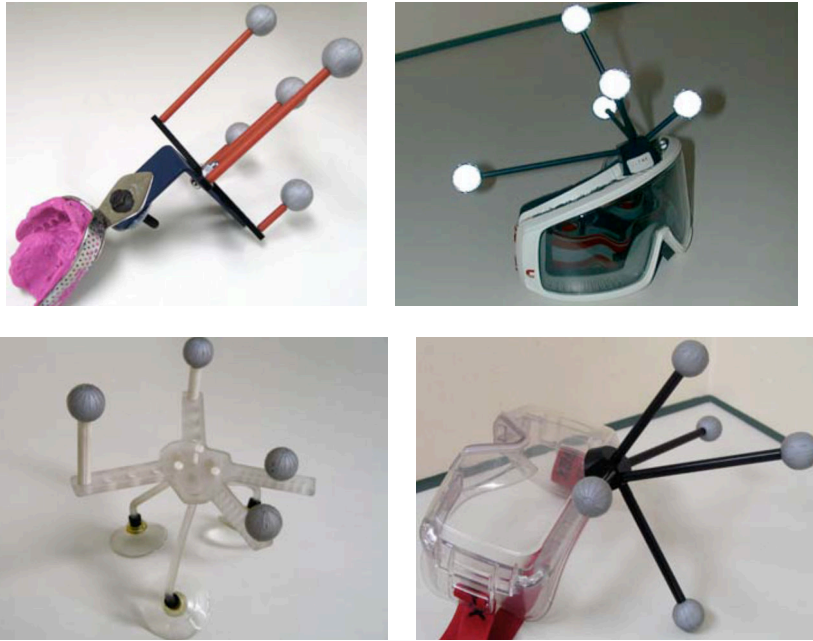


Abbildung 3.5: Die von Langner untersuchten Möglichkeiten, den für die Bewegungsverfolgung nötigen Marker am Kopf des Patienten zu befestigen. In der Arbeit wird erklärt, dass es für den Klinikalltag und den Patienten am günstigsten wäre, die Marker an einer Schutzbrille (rechtes Bild) zu befestigen, die dem Patienten vor der Untersuchung aufgesetzt wird (Alle Bilder aus [92]).

zu den Reflektoren und folglich die Bewegung des Patienten mit sechs Freiheitsgraden bestimmt werden. Es werden weder korrigierte Bilder gezeigt, noch ein Kalibrierungsansatz erwähnt. Allerdings ist dies die erste Arbeit, die in der Lage ist, mit optischen Mitteln die Kopfbewegung zu messen, wenn auch das Verfahren nicht praxisgerecht ist: Die Laser müssen zu jederzeit auf die Reflektoren ausgerichtet sein.

Von Tremblay und Graham wurde 2002 bestätigt, dass ein marktübliches Infrarottrackingsystem (POLARIS) eine für Bewegungskorrektur von Kopfbewegungen ausreichende Genauigkeit hat und dass es möglich ist, das Gerät so in der Nähe vom MRT anzubringen, dass die MRT-Aufnahme nicht gestört wird [178]. Es wird weder erwähnt, wie die Bewegungskorrektur ablaufen soll, noch wie eine Kalibrierung funktionieren könnte.

Maier et al. haben bereits 2003 ein System vorgestellt, das Kopftracking im MRT ohne reflektierende Marker, sondern mit farbigen Markierungen ermöglicht [111]. Sie verwenden dazu ein synchronisiertes Stereokamerasystem, das Bilder in halber PAL-Auflösung ( $360 \times 288$  Pixel) aufnimmt. Es ist entfernt vom Tomografen montiert und blickt über eine optische Verlängerung, einer Konstruktion aus zwei Linsen, direkt in den Tomografen. Es wird eine Genauigkeit von unter einem Millimeter erreicht.

Dold et al. fanden 2003 einen Weg, die Trackinggenauigkeit zu steigern [41]. Sie orientierten sich am „Vogele-Bale-Hohner-Mouthpiece“ [115]: An einer Art Abformlöffel, gefertigt aus MR-kompatiblen Kunststoff, mit dem ein patientenindividueller Zahnabdruck gemacht wurde, sind retroreflektierende Kugeln angebracht (Abbildung 3.6). So entsteht eine starre Konstruktion aus Kugeln, Löffel, Zähnen, Kiefer- und Schädelknochen. Die Markerkugeln liegen im Sichtfeld der Trackingkameras (ARTtrack1) ausserhalb des Tomografen. Dold entwickelte auch eine Systemarchitektur, mit der die Latenz des gesamten Systems (Trackingsystem und MRT) minimiert werden konnte [42]. Außerdem wurden verschiedene Aufnahmesequenzen angepasst [43, 40].



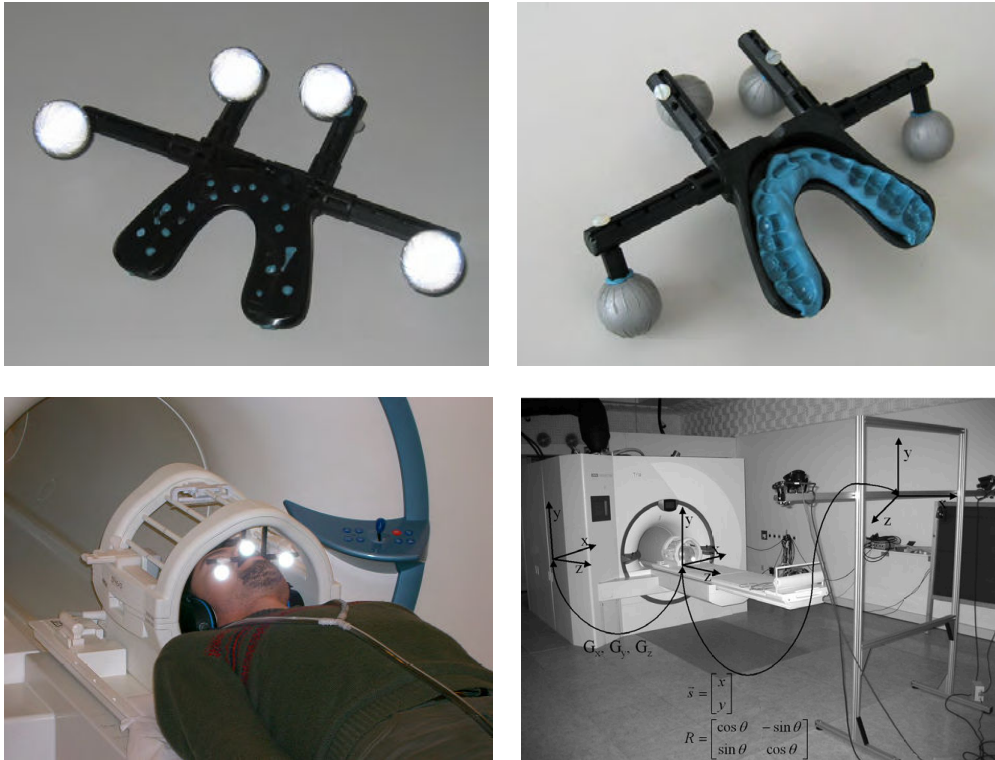


Abbildung 3.6: Das von Dold et al. und Zaitsev et al. verwendete Mundstück, mit dem sie die Kopfbewegung des Patienten mit einem marktüblichen Infrarottrackingsystem verfolgen. Man erkennt deutlich den Zahnabdruck, durch den eine hohe Stabilität und Repositionierbarkeit erreicht wird (Bilder aus [40]).

Aus dieser Arbeit ist inzwischen ein Produkt hervorgegangen<sup>1</sup>. Das System verwendet eine Kamera im Innern des MR-Tomografen, und verfolgt damit ein vordefiniertes planares Muster auf der Stirn des Patienten bzw. an einem Mundstück. Es ist unklar, inwiefern die Beweglichkeit der Kopfhaut zum Problem für dieses System wird, wenn die Marker auf der Kopfhaut verwendet werden.

Es ist intuitiv ersichtlich, dass die Abtastfrequenz des verwendeten Trackingsystems sowie die Latenz des Gesamtsystems Einfluss auf die Güte der Ergebnisse hat. Maclaren et al. haben untersucht, ob man eine geringe Genauigkeit oder Abtastfrequenz kompensieren kann, indem man Bewegungen mit einem Kálmánfilter vorhersagt [106].

#### 3.1.6 Kalibrierung von Trackingsystem und MRT

Die Frage nach der Kalibrierung dieses Systems beantworteten Zaitsev et al. 2006 [196]. Dabei verwenden sie ein Verfahren, das von Tremblay et al. 2005 vorgeschlagen wurde [179]. Sie bringen an einem MRT-Phantom reflektierende Kugeln an, die mit dotiertem Wasser gefüllt sind (Abbildung 3.7). Durch sie ist es möglich, eine initiale Kalibrierung zu bestimmen, die im Folgenden verbessert wird. Dazu werden wiederholt zwei MR-Scans des Phantoms angefertigt, wobei im zweiten Scan das Phantom um 180° gedreht wurde. Bei den Aufnahmen wurde die Bewegung des Phantoms optisch verfolgt und korrigiert. Anschließend wurden die beiden Aufnahmen mit einer retrospektiven Methode registriert und aus der dabei bestimmten Transformation ein Korrekturterm für die initiale Kalibrierung bestimmt. Dies wurde so oft wie nötig wiederholt, bis eine genügende Genauigkeit erreicht war.

<sup>1</sup><http://www.kineticor.com>

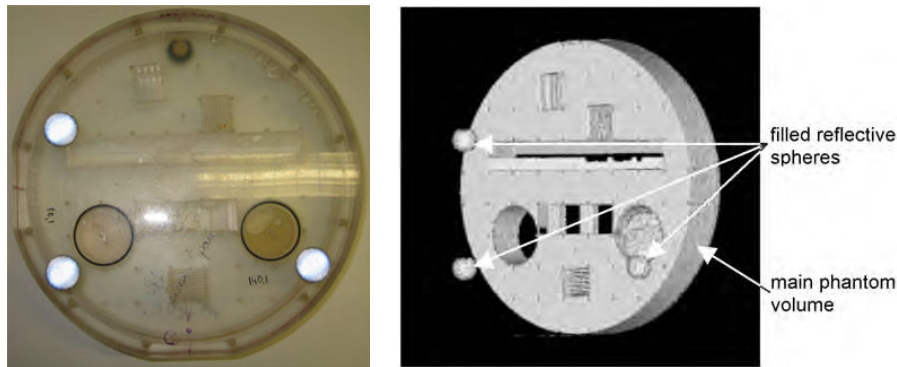


Abbildung 3.7: Das von Dold et al. und Zaitsev et al. verwendete Kalibrierphantom. Man erkennt die reflektierenden Kugeln, die auch im MR-Scan sichtbar sind (Bilder aus [40]).

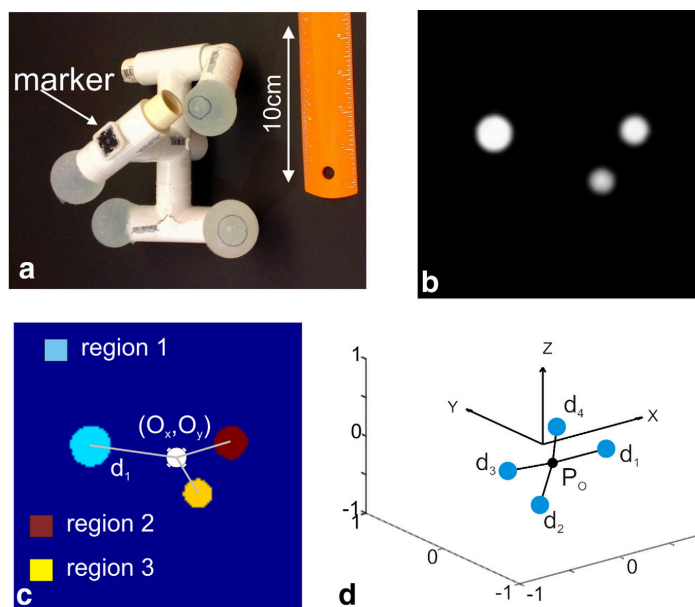


Abbildung 3.8: Zahneisen et al. schlagen dieses Kalibrierphantom vor, das im MRT-Bild sichtbare Kugeln enthält sowie einen Marker, der von den Trackingkameras lokalisiert werden kann (Bild aus [195]).

Ein nichtiterativer Ansatz wird von Zahneisen et al. beschrieben [195]. Sie verwenden ein Kalibrierphantom bestehend aus vier Kugeln, die im MRT-Bild sichtbar sind, an dem zusätzlich ein Marker angebracht ist, der von den Trackingkameras lokalisiert werden kann (Abbildung 3.8). Die Kugeln sind dichte-kodiert. Damit lässt sich der Mittelpunkt der Kugeln in den MRT-Bildern mit der Suche nach „der hellsten Stelle“ genau lokalisieren. Zahneisen et al. können so den Algorithmus von Zaitsev et al. zwar vereinfachen, benötigen aber weiterhin die Transformation zwischen den Kugeln und dem optischen Marker.

#### 3.1.7 Andere optische Trackingverfahren im MRT

Zaremba et al. haben untersucht, ob man anstelle eines markerbasierten Trackingsystems einen auf strukturiertem Licht basierenden Ansatz verwenden könnte [197, 198]. Sie erzeugen das strukturierte Licht, indem sie ein definiertes Muster auf der Stirn des Patienten anbringen, das von einer Kamera außerhalb des Tomografen beobachtet wird. Mit dem Fourier-Mellin-Algorithmus wird es möglich,



Abbildung 3.9: Links und Mitte: Lerner et al. verwenden ein solches L-förmiges Muster, um die Kopfbewegung bestimmen zu können. Durch das Gestänge befindet sich das Muster über der Brust des Patienten, ist also von einer Kamera außerhalb des Tomografen gut zu sehen, folgt aber trotzdem den Bewegungen des Patienten. Rechts: Das von Lerner et al. verwendete Kalibrierphantom, das aus Komponenten besteht, die im MRT sichtbar sind und aus einem starr dazu montierten Schachbrettmuster (Alle drei Abbildungen aus [96]).

Bilder des Musters sehr effizient zu korrelieren, und damit die Bewegung des Kopfes mit sechs Freiheitsgraden zu bestimmen.

Dem Verfahren ähnelt der Ansatz von Lerner et al. [96], die ein L-förmiges kodierte Muster verwenden (Abbildung 3.9, links), das über ein Gestänge mit einem Band am Kopf des Patienten befestigt ist. Dadurch folgt es der Kopfbewegung, befindet sich aber über der Brust des Patienten und ist so auch für eine Kamera außerhalb des Tomografen gut sichtbar. Im Gegensatz zu Zaremba et al. wird allerdings die Bewegung nicht über Korrelation ermittelt. Vielmehr extrahieren Lerner et al. die Eckpunkte des Musters und bestimmen nach Triangulation die Transformation direkt.

Zur Kalibrierung des Systems wird ein Phantom verwendet, das aus einem Wasserbehälter besteht, der im MRT sichtbar ist, sowie einem starr dazu montierten planaren Schachbrettmuster (Abbildung 3.9, rechts). Von diesem Phantom steht ein geometrisches Modell zur Verfügung, so dass aus einem MRT des Phantoms auf die Position des Schachbretts in MRT-Koordinaten geschlossen werden kann und so eine Kalibrierung des gesamten Aufbaus möglich ist.

Dass statt einem Stereo- auch ein monokulares optisches Trackingsystem verwendet werden kann, wurde von MacFarlane und Wildey gezeigt [105]. Dem liegt zugrunde, dass es bei Verwendung eines Markers mit bekannten Dimensionen bereits mit einer Kamera möglich ist, deren Position relativ zum Koordinatensystem der Kamera zu bestimmen. Der Grund hierfür ist der Strahlensatz. Sie verwenden retroreflektierende Marker, die auf einer Kunststoffplatte montiert sind. Diese ist über eine Strebe an einer Brille befestigt, die der Patient trägt. Die Strebe ragt seitlich aus der Kopfspule heraus, wodurch die Marker für die Kamera sichtbar werden, die ausserhalb des Tomografen platziert ist.

Ähnlich gehen Forman et al. vor, die ein kodierte Muster auf der Stirn des Patienten anbringen [54, 13]. Es handelt sich dabei um ein (gekrümmtes) Schachbrettmuster, dessen schwarze Felder eine Art 2D-Barcode enthalten (Abbildung 3.10). Weil die Form des Musters bekannt ist und (wegen der Kodierung) jeder Ecke ihre Koordinaten im Muster eindeutig zugeordnet werden können, genügt eine Trackingkamera. Zur Kalibrierung sind in das Muster Kugeln eingelassen, die in MRT-Scans sichtbar sind. Forman, Aksoy et al. verwenden ein kodierte Schachbrettmuster, das am Kopf des Patienten befestigt wird (Abbildung 3.10). Die Trackingkamera ist nicht näher spezifiziert. Sie erreicht eine Auflösung von  $640 \times 480$  px und befindet sich im Innern des Tomografen. Es wird eine Genauigkeit von 0.39 mm bzw.  $0.15^\circ$  erreicht.

Von Andrews-Shikagi et al. wurde ein spezieller, sogenannter „retrograde“ Reflektor verwendet [16].

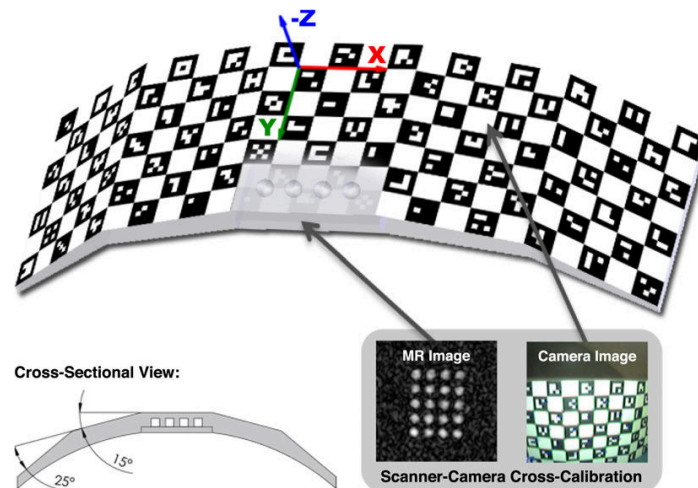


Abbildung 3.10: Forman et al. verwenden ein kodierte Schachbrettmuster um die Kopfbewegungen zu verfolgen. Es genügt dabei eine einzige Kamera zu verwenden, weil die Dimensionen des Schachbretts bereits bekannt sind. In der Konstruktion sind Kugeln eingelassen, die in MRT-Scans sichtbar sind (Bild aus [54]).

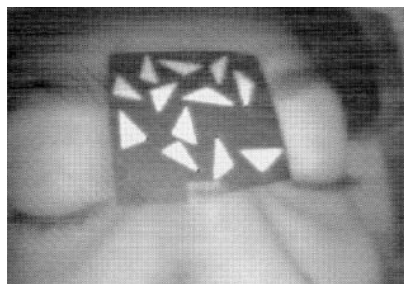


Abbildung 3.11: Der von Duyn und Qin verwendete Marker, mit dem sie die Kopfbewegung verfolgen (Bild aus [46]).

Dieser wird von einer Kamera beobachtet und erlaubt die Bestimmung seiner Orientierung und Position, da er, abhängig von seiner Lage, eine Art Moiré-Muster erzeugt.

Klarhöfer et al. untersuchten 2005 ob ein aktives Trackingsystem verwendbar wäre, um im MRT Bewegungen zu verfolgen [83]. Dafür nutzten sie ein kommerziell erhältliches System, das geringfügig modifiziert wurde, um im MRT betrieben werden zu können. Die LED-Marker befanden sich innerhalb der Kopfspule, die Kameras allerdings außerhalb.

#### 3.1.8 MRT-integrierte Trackingsysteme

Im Weiteren wurde die Frage interessant, ob tatsächlich die Trackingkameras ausserhalb des MRT positioniert werden müssen. Duyn und Qin präsentieren ein Trackingsystem, dessen Kameras im Tomografen an der Kopfspule befestigt sind [147, 46]. Sie erreichen eine Abtastfrequenz von 10 Hz. Das System wird mit einem Phantom kalibriert, an dem ein Schachbrettmuster befestigt ist und folgt so einem ähnlichen Prinzip wie die Arbeit von Dold et al. Zur Verfolgung der Kopfbewegung wird ein flacher Marker, auf dem ein Dreiecksmuster angebracht ist, am Kopf des Patienten befestigt (Abbildung 3.11). Duyn und Qin verwenden die MRT-kompatiblen Kameras, die auch in dieser Arbeit verwendet wurden. Sie befestigen ein Brettchen mit einem reflektierenden Dreiecksmuster an der Stirn des Patienten und verfolgen dies mit dem KLT-Verfahren [101]. Sie erreichen dabei eine Genauigkeit



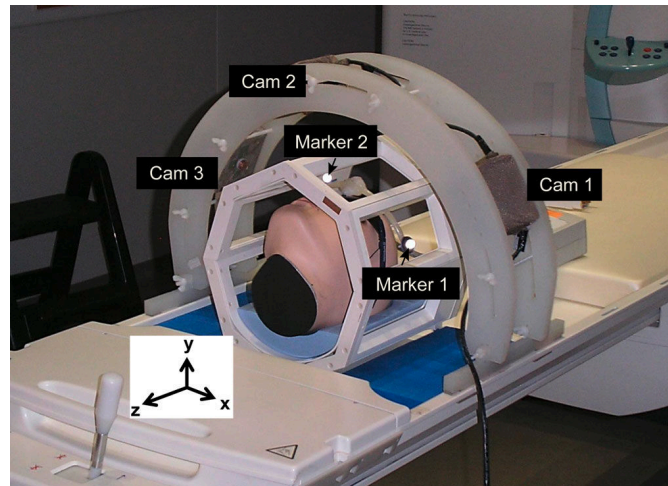


Abbildung 3.12: Von Siegert, Schulze et al. wurde ein System bestehend aus drei Kameras verwendet, die Marker beobachten, die an den Ohren sowie oberhalb der Nase des Patienten angebracht sind (Bild aus [156]).

von 0.8 mm, 11.3 mm, 4.7 mm bzw.  $3.3^\circ$ ,  $0.7^\circ$ ,  $0.5^\circ$  (jeweils x-, y-, z-Achse) bei einer Bildfrequenz von 10 Hz.

Ähnlich gehen Rotenberg et al. vor, die ein Stereokamerasystem im Tomografen montieren, um damit die Kopfbewegung des Patienten zum Bewegungsausgleich für fMRI zu verfolgen [151]. Die Kameras werden dabei mit einer Saugnapfkonstruktion an der Innenwand der Tomografenröhre befestigt und blicken durch die Streben der Kopfspule auf die Stirn des Patienten. Zur Kalibrierung wird ein Kubus verwendet, in dem sich in hochpräzise vorgenommenen Bohrungen eine im MRT sichtbare Substanz befindet. An dem Kubus ist weiterhin ein Schachbrettmuster angebracht. Rotenberg et al. verwenden ebenfalls die Kameras, die in dieser Arbeit verwendet wurden. Sie sind mit Saugnäpfen an der Innenwand des Tomografen befestigt und verfolgen eine Platte mit vier IR-reflektierenden Kugeln. Sie erreichen damit eine Genauigkeit von 0.08 mm, 0.07 mm, 0.11 mm (x-, y-, z-Achse). Über die Genauigkeit der Rotationsanteile machen sie keine Angaben. Zur Kreuzkalibrierung kommt ein Phantom zum Einsatz, bei dem eine Transformation zwischen optischen und MRT-Markern bekannt sein muss.

Von Siegert, Schulz et al. wurde eine alternative Konfiguration von Tracking-Kameras untersucht [163, 156]. Sie verwenden drei integrierte Kameras, die jeweils einen Marker beobachten. Die Marker sind über ein Gestell am Kopf des Patienten angebracht. Das System wurde an einem 7 T-MRT getestet. Siegert, Schulz et al. befestigen drei IR-reflektierende Kugeln an einem Gestell, das der Patient trägt. Dadurch befindet sich je eine Kugel im Bereich der Ohren, eine dritte oberhalb der Nase. Drei Kameras sind so im Innern des Tomografen montiert, dass jede genau eine Kugel verfolgen kann. Damit erreichen Sie eine Genauigkeit von  $< 0.01$  mm bzw.  $< 0.01^\circ$ .

Wie ein Objektiv aussehen müsste, dass in dem MRT verwendet werden kann, wurde von Schneider et al. untersucht [155, 110]. Dazu wurde eine adaptive Silikonmembranlinse konstruiert und deren optische Eigenschaften untersucht.

#### 3.1.9 Nicht-optische Trackingsysteme im MRT

Unabhängig davon gab es Versuche, andere Trackingverfahren in der MRT verfügbar zu machen. Ooi et al. nutzten dafür (magnetisch) aktive Marker, die mit einem Stirnband am Patient befestigt werden, und deren Position über die Spulen des MRT gemessen werden kann [134, 133].

Ein MRT-kompatibles magnetisches Trackingsystem ist zwischenzeitlich unter dem Name EndoScout<sup>2</sup> am Markt verfügbar, erreicht aber nicht die Genauigkeiten der hier vorgestellten optischen Systeme. Alle bisher vorgestellten Ansätze gehen von der Annahme aus, dass die Bestimmung einer rigiden Transformation genügt, um die Bewegungsartefakte beseitigen zu können. Diese Annahme soll hier nicht in Frage gestellt werden, weil die bisherigen Ergebnisse nahelegen, dass so auch bei MRT-Tomografen mit höherer Feldstärke noch genügend gute Ergebnisse erzielt werden können. Allerdings könnte es sinnvoll sein die Inhomogenitäten des Magnetfelds zu kennen, um die daraus resultierenden Artefakte beseitigen zu können. Dem sind Boegle et al. nachgegangen [26]. Sie zeigen, dass die Kombination von optischem Tracking zur Bewegungskompensation und der Schätzung der Inhomogenität die Bildqualität messbar verbessern kann. Dem liegt die Annahme zugrunde, dass das darzustellende Gewebe bei starken Bewegungen aufgrund seiner magnetischen Suszeptibilität das homogene Magnetfeld beeinflusst. Es wird also zunächst ein mathematisches Modell bestimmt, das die Feldverzerrung beschreibt, und das anschließend verwendet wird, um die aufgenommenen Daten zu korrigieren. Dieses Modell wird erzeugt aus 3D-Gradientenecho-Bilddaten, die im Vorfeld aufgenommen wurden und die die Suszeptibilität des Gewebes darstellen.

#### 3.1.10 Hybride Ansätze

An dieser Stelle sollen auch hybride Ansätze erwähnt sein. Wie von verschiedenen Gruppen gezeigt werden konnte, führt die Kombination von prospektiven und retrospektiven Ansätzen zur Bewegungskorrektur zu einer Verbesserung der Ergebnisse [12, 108, 59]. Da sich allerdings diese Arbeit mit den zur Bestimmung der Bewegung verwendeten Trackingverfahren befasst, spielen diese Ansätze hier eine untergeordnete Rolle.

#### 3.1.11 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

Viele Ansätze zu Verfolgung und Ausgleich bzw. Vermeidung von Kopfbewegungen bei der MRT sind inzwischen bekannt. Diese relativieren sich in ihrer Anwendbarkeit allerdings, wenn man die tatsächlichen klinischen Gegebenheiten und Bedürfnisse betrachtet.

**Kurze, schnelle Kopfbewegungen:** In der Praxis sind unbrauchbare Bilder aufgrund einer kurzen, schnellen Kopfbewegung ein Problem. Solche Bilder lassen sich mit den vorgestellten retrospektiven Methoden nicht gut korrigieren. Sie könnten unter Umständen die unbrauchbaren Bereiche des  $k$ -Raums identifizieren und löschen oder interpolieren. Dadurch kommt es aber zu Unschärfen im Bild, was nicht akzeptabel ist.

Ein separates Trackingsystem ist hier in der Lage die Bewegung zu erkennen und die Bildaufnahme zu unterbrechen, und zwar auch dann, wenn das Trackingsystem während der schnellen Bewegung versagen sollte. Nach der Bewegung ist die Position des Kopfes wieder bekannt und die Bildaufnahme kann fortgesetzt werden.

**Magnet- und Hochfrequenzfelder:** Der Einsatz eines Trackingsystems im Umfeld eines MR-Tomografen stellt gewisse Anforderungen an das Trackingsystem. Wegen der Hochfrequenzfelder ist der Einsatz von magnetischen Trackingsystemen problematisch und derzeit Thema der Forschung. Die bekannten Ansätze bestimmen die Position jeweils zwischen den Auslesevorgängen, erreichen also nicht die Abtastrate, die mit einem optischen Trackingsystem möglich wäre. Andere Trackingansätze sind ebenfalls nicht anwendbar: Ultraschallbasierte Trackingsysteme erreichen nicht die nötige Genauigkeit

<sup>2</sup>Robin Medical Inc., Baltimore, Maryland, USA: <http://www.robinmedical.com>

und würden in der lauten Umgebung nicht korrekt funktionieren. Mechanische Trackingansätze erfordern eine mechanische Verbindung mit dem Patienten, außerdem würden die Sensoren ebenfalls vom Magnetfeld des Tomografen beeinflusst werden.

Gegenwärtig ist also die Verwendung eines optischen Trackingsystems der einzig sinnvolle Weg.

**Räumliche Bedingungen:** Es gibt nur wenige Möglichkeiten zur Anbringung von Trackingkameras im Umfeld eines MRT zum Kopf-Tracking. Grundsätzlich ist zu unterscheiden zwischen einer Positionierung der Kameras außerhalb und innerhalb des magnetischen Einflussbereichs des Tomografen.

Bei der Anbringung außerhalb des magnetischen Einflussbereichs des Tomografen ist zu beachten, dass die Kameras in die Öffnung des MRT blicken müssen, da ansonsten die Kopfbewegung auf mechanischem Wege außerhalb des Tomografen sichtbar gemacht werden muss. Dies ist eine Quelle für Ungenauigkeiten.

Wegen der baulichen Gegebenheiten in manchen Krankenhäusern ist die Anbringung von Trackingkameras mit Blick in die Öffnung des Tomografen nicht möglich. Demgegenüber ist die Positionierung der Kameras im Innern des Tomografen unproblematisch, insbesondere wenn sie vom Hersteller direkt in die Kopfspule integriert sind.

**Patient:** Befindet sich die Kamera außerhalb des Tomografen und blicken in die Öffnung, so ist zum Beispiel bei intubierten Patienten oder Patienten mit Sauerstoffmaske der Blick auf den Kopf versperrt. Außerdem muss hier erwähnt werden, dass Tomografen und Kopfspulen tendenziell immer kleiner gebaut werden: Bei großen Feldstärken ist es einfacher, ein homogenes Feld in einem kleinen Raum zu erzeugen. Mit kleinen Kopfspulen lassen sich die schwachen MR-Signale besser empfangen. In Kombination mit der Zunahme von Adipositas in der Bevölkerung stellt das ein Problem dar, weil so einerseits der Winkel, in dem die Kameras angebracht werden müssten, sehr klein wird und andererseits bei manchen Patienten der Blick auf den Kopf durch den Rumpf ganz versperrt ist.

Demgegenüber steht die Positionierung der Kameras im magnetischen Einflussbereich des Tomografen. Da hierfür besonders abgeschirmte Kameras nötig sind, ist man in der Wahl des Ortes frei. Bei Anbringung im Tomografen an der Kopfspule haben die Kameras jederzeit den oberen Teil des Kopfes im Blick. Bauliche Gegebenheiten führen nicht zu Problemen. Adipositas, Intubation oder Sauerstoffmasken führen nicht zu Verdeckungen. Zudem kann die Bewegung ohne mechanische Verlängerungen direkt im Bild detektiert werden.

Beim Ansatz von Dold, Zaitsev et al. ist es nötig, vor der Untersuchung einen Gebissabdruck des Patienten anzufertigen [40]. Allgemein erscheint das Konzept eines Mundstücks bei nichtkooperativen Patienten wenig erfolgversprechend: Zunächst ist bei der Anfertigung des Abdrucks eine gewisse Kooperation nötig. Abgesehen davon ist dafür eine gewisse Zeit nötig, die bei Schlaganfallpatienten beispielsweise nicht verfügbar ist: Die MRT-Aufnahme muss möglichst schnell erfolgen, um möglichst schnell mit der Therapie beginnen zu können. Desweiteren ist ein Zahnabdruck nicht angenehm und könnte beispielsweise bei Kindern die unangenehme Situation im Tomografen noch verstärken. Bei Patienten mit einem deutlichen Tremor ist es außerdem fraglich, ob sie ein Mundstück überhaupt fest zwischen den Zähnen halten können.

Im Folgenden wird daher der Fokus auf diejenigen Arbeiten gelegt, die die Kopfbewegung optisch verfolgen, wobei die Kameras im Tomografen angebracht sind oder Arbeiten, die sich einfach mit Kameras im Tomografen realisieren ließen. Man kann bereits hier vermuten, dass sich markerlose Trackingsysteme besser in den Klinikalltag einfügen.

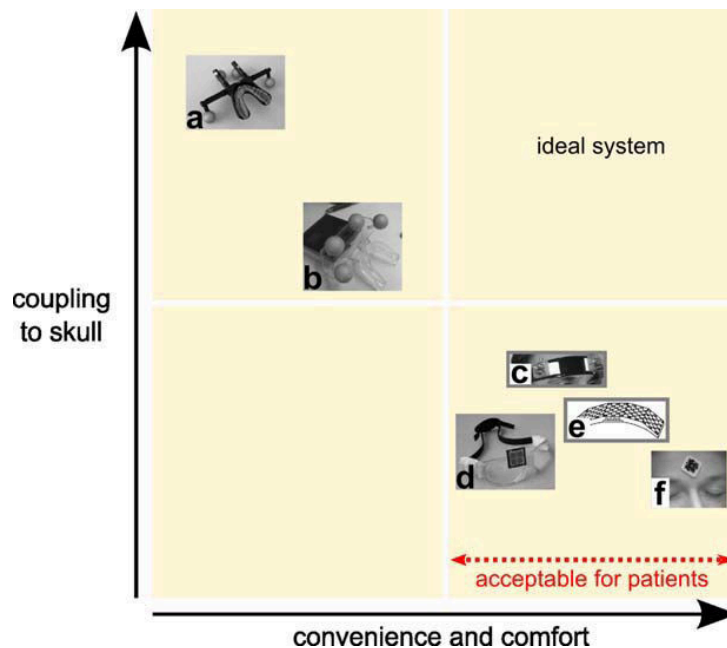


Abbildung 3.13: Maclaren et al. schlagen zwei Kriterien vor, die der optimale Ansatz zum Kopftracking im MRT erfüllen muss und bemerken, dass kein bekanntes Verfahren in der Lage ist beide Kriterien zu erfüllen (Bild aus [107]).

#### Trackingansatz

Obwohl viel zum Thema Bewegungskompensation durch Kopftracking publiziert wurde, sind, wie dargestellt, nur diejenigen Ansätze klinisch relevant, bei denen sich die Kameras des Trackingsystems im Innern des Tomografen befinden. Im folgenden bleibt noch zu klären, welche technischen Ansätze zum Kopftracking bekannt sind und wie weiter vorgegangen werden sollte. Dazu gehört auch, wie das Trackingsystem und der Tomograf kreuzkalibriert werden.

Maclaren et al. haben Kriterien isoliert, die der optimale Ansatz zum optischen Kopftracking im MRT bzw. der verwendete Marker erfüllen muss [107]. Es geht dabei um den scheinbaren Widerspruch zwischen der Akzeptanz des verwendeten Markers durch den Patienten und der tatsächlich erzielbaren Trackinggenauigkeit (Abbildung 3.13). Die Kriterien sind

- Wohlbefinden und Komfort des Patienten
- Mechanische Kopplung des Markers an den Schädel des Patienten

Maclaren et al. stellen fest, dass derzeit kein Verfahren bekannt ist, das beide Kriterien vollständig erfüllt. Als Ideal wird auch von Maclaren et al. ein System angesehen, das ohne Marker auskommt und dennoch die Position des Schädels schnell und präzise ermitteln kann. Allerdings scheint es fragwürdig, ob mit herkömmlichen Gesichtstracking- oder markerlosen merkmalsbasierten Trackingmethoden dieses Ziel erreicht werden kann. Wichtig bei einem funktionierenden idealen Trackingsystem ist, dass der Schädel des Patienten – direkt oder indirekt – verfolgt wird. Dieses Ziel lässt sich mit einem Marker, der auf der Haut des Patienten befestigt wird, nicht erreichen, weil sich die Haut unabhängig vom Schädel bewegen lässt. Dies führt zu einer nicht akzeptablen Ungenauigkeit in der Größenordnung von mehreren Millimetern.

Es genügt aber nicht, die Genauigkeit des Systems nur anhand der mechanischen Kopplung an den Schädel zu bewerten. In Tabelle 3.1 wurden die vorgestellten Arbeiten entsprechend der Positionierung der verwendeten Trackingkameras (soweit Kameras verwendet wurden), der Art und der Befestigung des verwendeten Markers und der potenziellen Akzeptanz durch die Patienten klassifiziert. Wie bereits



dargestellt, ist für den klinischen Alltag und die klinischen Bedürfnisse ein System erstrebenswert, das mit Kameras im Innern des Tomografen arbeitet. Die verwendete Technik (Kameras und Marker) muss mit dem Wohlbefinden und Komfort des Patienten zu vereinbaren sein.

Nicht-optische Trackingsysteme wurden der Vollständigkeit halber aufgeführt. Sie haben allerdings den Nachteil, dass sie aktiv in den Bildgebungsprozess eingreifen und dadurch einerseits zu einer Verlangsamung führen, andererseits dadurch in der Messfrequenz eingeschränkt sind. Optische Trackingsysteme können prinzipbedingt eine deutlich höhere Messfrequenz erreichen.

Systeme, die den verwendeten Marker direkt an den Schädel des Patienten koppeln, zum Beispiel über das Gebiss, erreichen zwar eine hohe Genauigkeit, sind aber für den Patienten unangenehm zu tragen. Systeme, die den verwendeten Marker an der Haut des Patienten befestigen, erreichen eine hohe Genauigkeit, haben aber den Nachteil, dass der Patient durch Bewegungen im Gesicht Trackingfehler verursachen kann. Der entsprechende Fachbegriff hierfür ist „Skin Shift“ [121]. Ein „ideales Trackingsystem“ nach Maclaren et al. [107] wäre also ein System, das völlig ohne Marker funktioniert, und dennoch mit hoher Genauigkeit berührungsfrei den Schädel verfolgen kann.

Markerlose Trackingsysteme lassen sich in zwei Gruppen einordnen: aktive und passive markerlose Trackingsysteme. Ein aktives markerloses Trackingsystem verwendet beispielsweise strukturiertes Licht (farbige Streifen, binäres Muster, phasenkodiertes Muster). Damit wird es möglich, aus der Streifenkoordinate und der Bildkoordinate für jedes Pixel, auf dem das Streifenmuster zu sehen ist, eine Tiefeninformation zu berechnen. Ein solches System wurde von Olesen et al. erfolgreich in einem PET betrieben. Sie konnten damit periodisch eine Punktwolke der Kopfoberfläche des Patienten erstellen, und über diese die Kopfbewegung verfolgen.

Ein aktives markerloses Trackingsystem im MRT zu betreiben stellt eine technische Herausforderung dar. Es wird daher vorgeschlagen, zunächst die Kopfoberfläche passiv zu verfolgen. Das Konzept wird im folgenden Abschnitt genauer erklärt.

#### **Kreuzkalibrierung**

Verschiedene Verfahren zur Kreuzkalibrierung von Trackingsystem und MR-Tomograf sind in der Literatur bekannt. Fast allen gemeinsam ist, dass sie Kalibrierphantome verwenden, bei denen unterschiedliche Strukturen in den MRT-Bildern und den Kamerabildern sichtbar sind. Beispielsweise verwenden Lerner et al. ein Kalibrierphantom, das aus einem Wasserbehälter besteht, der im MRT sichtbar ist, sowie einem starr dazu montierten planaren Schachbrettmuster (Abbildung 3.9, rechts). Zwar steht von diesem Phantom ein geometrisches Modell zur Verfügung, so dass aus einem MRT des Phantoms auf die Position des Schachbretts in MRT-Koordinaten geschlossen werden kann und so eine Kalibrierung des gesamten Aufbaus möglich ist [96]. Über die Genauigkeit des Modells wird allerdings keine Aussage getroffen.

Allgemein ist bei derartigen Kalibrierphantomen also ein weiterer Kalibrierungsschritt nötig, um die räumliche Relation zwischen den im MRT sichtbaren Strukturen und den im Kamerabild sichtbaren Strukturen zu finden. Dies ist eine Fehlerquelle, die einfach vermeidbar ist.

Zaitsev et al. verwenden einen iterativen Ansatz, um die Kreuzkalibrierung zu verbessern. Sie erreichen damit eine hohe Genauigkeit, benötigen allerdings weiterhin ein teures Kalibrierphantom. Sie stellen fest, dass sich mit einem einfacheren Kalibrierphantom und einem nichtiterativen Prozess vergleichbare Ergebnisse erzielen lassen [195].

Es wird daher vorgeschlagen, zur Kreuzkalibrierung ein einfaches Objekt zu verwenden, das sowohl im MRT- wie auch im Kamerabild zu erkennen und präzise zu lokalisieren ist. Wenn man mit diesem das gesamte Sichtvolumen abtastet, entsteht ein „virtuelles Kalibrierphantom“, mit dem eine genügend genaue Kreuzkalibrierung erreichbar sein sollte. Ein entsprechendes Verfahren wird in diesem Kapitel entwickelt und evaluiert.

		Marker					
		Schädel	Haut	ohne, passiv	ohne, aktiv		
Kameras	innen		Zaremba et al. [197, 198], Forman, Aksoy et al. [54, 13], Duyn und Qin [147, 46], Rotenberg et al. [151], Siegert, Schulz et al. [163, 156]				
	ausen	Dold, Zaitsev et al. [43, 40]	Tremblay et al. [178], Maier et al. [111], MacFarlane und Wildey [105], Lerner et al. [96], Andrews-Shikagi et al. [16]				
	ohne	Sedierung, Immobilisation, höhere Feldstärke	Compressed Sensing, Navigatorechos [48], PROPELLER MRI [143, 144], TRELLIS [109], Ooi et al. [134, 133], EndoScout				
		nicht ok	Akzeptanz durch Patient				ok

Tabelle 3.1: Die vorgestellten Arbeiten werden klassifiziert nach der Positionierung der Tracking-kameras und der Art und der Befestigung des verwendeten Markers. Es sind nur die Verfahren aufgeführt, die zielführend sind oder es potenziell sein könnten. Außerdem sind nur die Arbeiten aufgeführt, die für die MRT entwickelt wurden. Grau markiert sind alle nicht-optischen Trackingsysteme. Sie haben den Nachteil, dass sie aktiv in den Bildgebungsprozess eingreifen, und dadurch einerseits zu einer Verlangsamung führen, andererseits dadurch in der Messfrequenz eingeschränkt sind. Optische Trackingsysteme können prinzipbedingt eine deutlich höhere Messfrequenz erreichen. Ausgekreuzt sind Konzepte, die technisch nicht machbar wären. Gelb markiert sind die Systeme, die den verwendeten Marker direkt an den Schädel des Patienten koppeln, zum Beispiel über das Gebiss. Diese erreichen zwar eine sehr hohe Genauigkeit, sind aber für den Patienten unangenehm zu tragen. Rot markiert sind die Systeme, die den verwendeten Marker an der Haut des Patienten befestigen. Sie erreichen eine akzeptable bis hohe Genauigkeit, haben aber den Nachteil, dass der Patient durch Bewegungen im Gesicht Trackingfehler verursachen kann. Grün markiert ist der Bereich, in dem ein „ideales Trackingsystem“ nach Maclaren et al. [107] anzusiedeln wäre, und in diese Arbeit zielt.

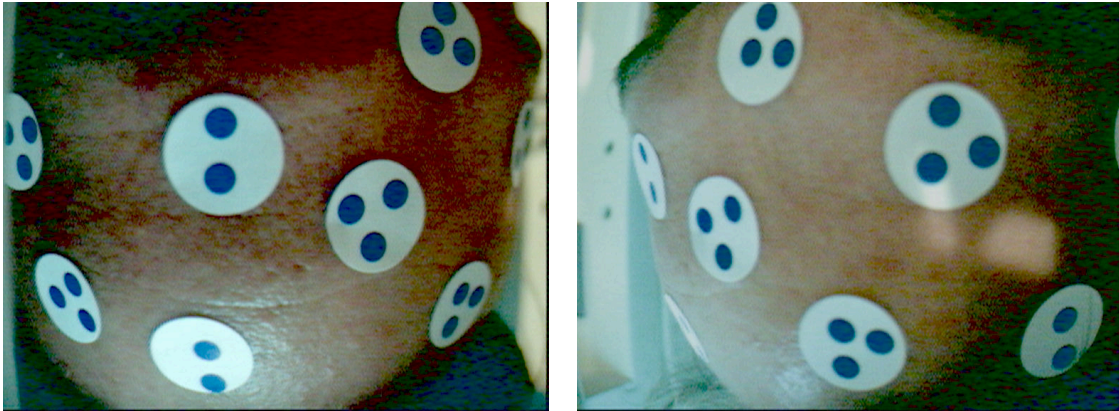


Abbildung 3.14: Zum Tracking der Kopfbewegung werden blaue Punkte verwendet, die auf die Stirn des Patienten geklebt werden. Sie haben Vorteile im klinischen Alltag: Sie sind schnell angebracht und wieder entfernt; die Kooperation des Patienten ist nicht nötig, damit die Punkte an ihrem Platz bleiben; sie tragen nicht zur unangenehmen Situation im Tomografen bei und sind deshalb zum Beispiel auch bei der Untersuchung von Kindern unproblematisch. Dass hier zwei oder drei blaue Punkte auf einem weißen Aufkleber zu sehen sind, hat den Grund, dass aufgrund der Nähe des Kopfes zu den Kameras sehr kleine Marker nötig waren. Alle verfügbaren Marker waren deutlich zu groß, so dass als Abhilfe genügend kleine blaue Punkte auf größere weiße Aufkleber gedruckt wurden.

## 3.2 Eigenes Konzept

Entsprechend den bisherigen Schlussfolgerungen wird nun ein Konzept für ein optisches Kopftrackingsystem erarbeitet, das passiv mit Hilfe einer markierten Punktwolke den Kopf des Patienten verfolgt.

### 3.2.1 Optisches Tracking einer Punktwolke mit integrierten miniaturisierten Kameras

Die zentrale Behauptung dieses Teils der vorliegenden Arbeit ist, dass die zum Tracking verwendeten Kameras innerhalb des MRT montiert werden müssen. Nur so kann ein Trackingsystem entstehen, das sich den Bedingungen und Gegebenheiten des klinischen Alltags unterordnet und über eine (passive oder aktive) Abtastung der Kopfoberfläche präzise den Schädel des Patienten verfolgt, wobei Fehler durch den sogenannten „Skin Shift“ [121] vermieden werden können.

#### Tracking

Das Tracking erfolgt mit Hilfe von blauen Punkten, die auf die Stirn des Patienten geklebt werden (Abbildung 3.14). Es ist nicht nötig, die Punkte in einem festgelegten Muster aufzukleben: die einzigen Bedingungen an die Anordnung der Punkte sind, dass sie nicht kollinear angeordnet sind, und dass sie kein periodisches Muster bilden. Ein völlig markerloses, passives, merkmalsbasiertes Tracking wäre zwar wünschenswert, lässt sich aber nicht realisieren, weil die Bildqualität der verwendeten Kameras dies nicht zulässt (Abschnitt 3.2.2, Abbildung 3.18). Außerdem sind markerlose Trackingverfahren prinzipbedingt anfällig für Drift, was in diesem Kontext nicht akzeptabel wäre.

Die aufgeklebten Punkte haben Vorteile im klinischen Alltag. Sie sind schnell angebracht und wieder entfernt. Die Kooperation des Patienten ist nicht nötig, damit die Punkte an ihrem Platz bleiben. Sie

### 3 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras

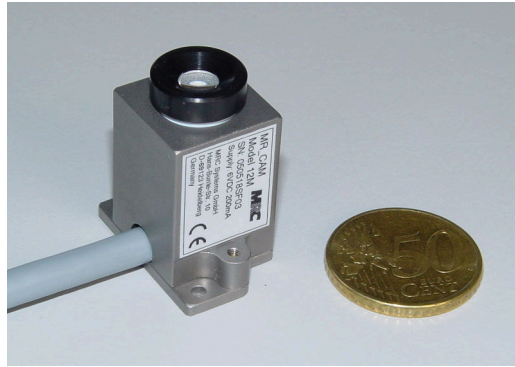


Abbildung 3.15: MRT-kompatible Kamera von MRC Systems GmbH, Heidelberg. 50-Cent-Münze zum Größenvergleich. Bild abgedruckt mit freundlicher Genehmigung durch MRC Systems GmbH.

tragen nicht zur unangenehmen Situation im Tomografen bei und sind deshalb zum Beispiel auch bei der Untersuchung von Kindern unproblematisch.

Die Punkte sind kreisförmig. Im Bild werden sie elliptisch dargestellt. Daher wird ein Verfahren entwickelt, das den Mittelpunkt der Ellipsen im Bild bzw. der Kreise auf der Stirn des Patienten mit Subpixelgenauigkeit ermittelt.

Für das Tracking kommt eine in C++ geschriebene Software zum Einsatz, die Funktionalität aus der Computer-Vision-Bibliothek OpenCV [28] verwendet, beispielsweise das Kameramodell. Diese Software enthält drei Module:

- ein Modul zur Kalibrierung des Stereokamerasystems,
- ein Kreuzkalibrierungsmodul, mit dem die Koordinatensysteme der Kameras an das des MRT angepasst werden kann, und
- das Trackingmodul das in den Bildern der Kameras die Position der blauen Punkte ermittelt, ihre Position im Raum trianguliert, und dann damit die Kopfbewegung bestimmt und übermittelt.

#### Hardware

Es wurden Kameras ausgewählt, die im Innern eines MRT funktionieren, und die den Betrieb des MRT nicht stören (Abbildung 3.15). Es handelt sich dabei um speziell abgeschirmte Videokameras, die mit einer Größe von  $28\text{ mm} \times 18\text{ mm} \times 23\text{ mm}$  (ohne Objektiv) relativ klein sind. Sie sind mit einem  $1/3$  Zoll-CMOS-Bildsensor ausgestattet und liefern analoge PAL-Fernsehbilder, also  $768 \times 576$  Pixel in 50 Halbbildern pro Sekunde. Daher muss vor der Bildauswertung ein Deinterlacing erfolgen.

Die Kameras müssen sehr dicht am Gesicht des Patienten montiert werden, weil sonst die Strukturen der Kopfspule Teile des Gesichts verdecken würden. Als Folge muss eine Optik mit einer sehr kurzen Brennweite verwendet werden. Die Wahl fiel auf eine Brennweite von 3,6 mm, die einen guten Kompromiss darstellt: Eine längere Brennweite würde dazu führen, dass Teile vom Gesicht nicht sichtbar sind und somit nicht für das Tracking verwendet werden können. Eine kürzere Brennweite würde die Bilder stärker verzerren und hätte keine zusätzlich nutzbaren Bildinformationen geliefert, sondern nur die Kopfspule mit ins Bild gebracht.

Die Kameras sind über eine Filterbox mit einem Standard-PC verbunden. Die Filterbox enthält einen Tiefpassfilter, der Frequenzen oberhalb von 1 MHz herausfiltert, um die hochfrequenten RF-Signale des MRT zu beseitigen. Die Erdung des Systems aus Kameras und Filterbox wird elektrisch mit der Abschirmung der Scannerkabine verbunden.

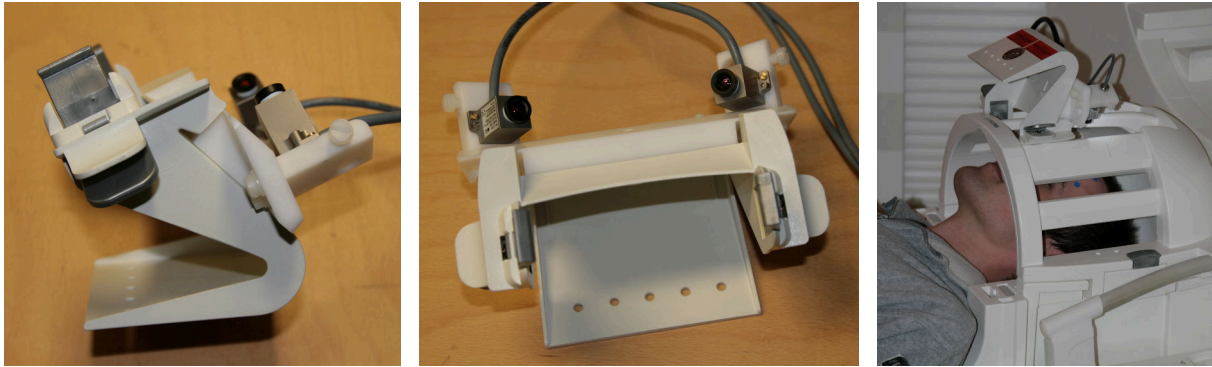


Abbildung 3.16: Die Kameras werden mit dieser Halterung an der Kopfspule befestigt. Das ermöglicht eine schnelle Inbetriebnahme des Trackingsystems.

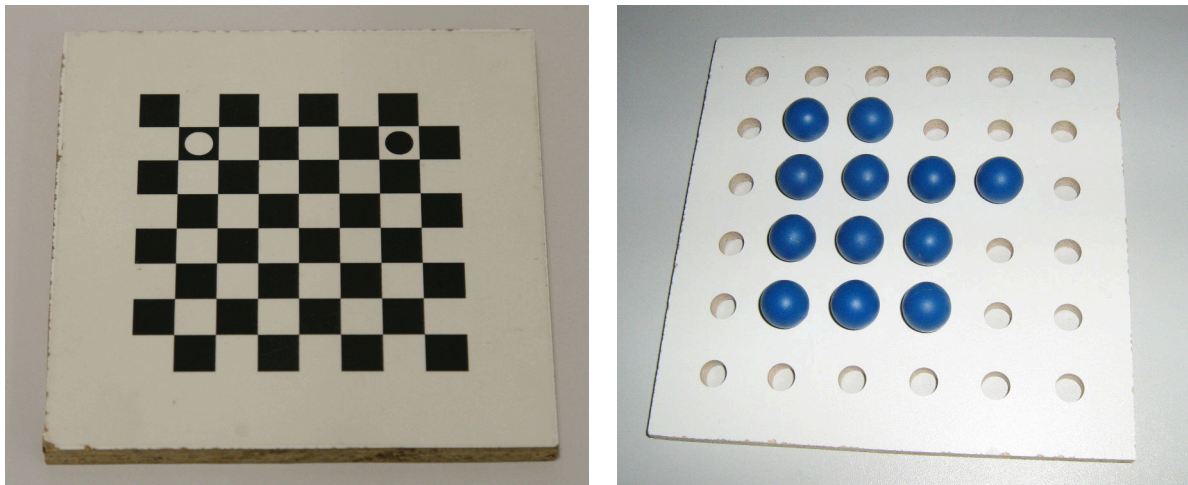


Abbildung 3.17: Links: Zur Kalibrierung der Kameras kommt ein Schachbrettmuster zum Einsatz. Um im Stereokamerasystem die Korrespondenzen herstellen zu können, sind zwei der Felder mit invers gefärbten Kreisen markiert. Rechts: Um Korrespondenzen zwischen den Koordinatensystemen von Kamerasystem und MRT herstellen zu können, werden diese Kugeln verwendet. Sie sind mit einer wasserbasierten Flüssigkeit gefüllt und somit im MRT-Bild gut zu erkennen. Durch die blaue Farbe sind sie auch in den Bildern der Kameras gut erkennbar.

Die Bilder der Kameras werden mit einem Framegrabber und einem Standard-PC (AMD Phenom II X4, 3 GHz, 8 GB RAM, Microsoft Windows 7) digitalisiert. Es wurde dafür ein IDS FALCONquattro ausgewählt, der auf einer PCI-Steckkarte vier unabhängige A/D-Wandler vereint, wovon aber nur zwei verwendet wurden. Für diesen Framegrabber standen Treiber und ein SDK zur Verfügung.

Zwei Kameras wurden mit einer speziellen Halterung an der Kopfspule eines Siemens MAGNETOM Trio (3 T-MRT) befestigt (Abbildung 3.16). Sie blicken durch die Streben der Kopfspule auf die Stirn des Patienten. Mit dieser Halterung soll es dem Benutzer ermöglicht werden, die Kameras mehrfach an exakt der gleichen Stelle an der Kopfspule zu befestigen. Inwieweit das möglich ist, wird in Abschnitt 3.4 genauer untersucht.



#### Kalibrierung und Kreuzkalibrierung

Zur Kalibrierung des Kamerasystems steht ein  $8 \times 8$ -Schachbrettmuster zur Verfügung. Jedes Feld hat eine Kantenlänge von  $10 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ . Es ist auf einer  $12 \text{ cm} \times 12 \text{ cm}$  großen, weiß beschichteten, 8 mm starken Spanplatte aufgebracht, um für die nötige Steifigkeit zu sorgen. Um den Ecken des Musters eindeutige Koordinaten zuordnen zu können, sind zwei der Felder mit einem Kreis markiert (Abbildung 3.17). Zur Kalibrierung kommen die entsprechenden Methoden von OpenCV zum Einsatz. Weil die Unterstützung von Stereosystemen in OpenCV nur rudimentär ist, sind an dieser Stelle einige Erweiterungen nötig.

Zur Kalibrierung des Kamerasystems mit dem MRT werden Kunststoffkugeln verwendet, die mit einer wasserbasierten Flüssigkeit gefüllt sind. Sie haben einen Durchmesser von 1,6 mm und wurden mattblau lackiert. Eine weitere, weiß beschichtete Spanplatte, in die gitterförmig Löcher gebohrt wurden, ermöglicht es, die Kugeln in der Kopfspule des MRT zu platzieren (Abbildung 3.17). Die Kugeln stellen die Korrespondenz zwischen den Koordinatensystemen von Kamerasystem und MRT her. Sie sind sowohl in MRT-Aufnahmen als auch in den Bildern der Kameras leicht automatisch zu segmentieren. Es werden Verfahren entwickelt, die die Mittelpunkte der Kugeln in den MRT-Aufnahmen und den Bildern der Kameras mit Subpixel- bzw. Subvoxelgenauigkeit bestimmt.

#### Abgrenzung

Es soll bereits jetzt klargestellt werden, dass nicht einfach „noch ein weiteres markerbasiertes Trackingsystem“ entwickelt wurde: Um möglichst flexibel zu bleiben und aufgrund der beschränkten Bildqualität der verwendeten Kameras konnte kein übliches Trackingsystem verwendet werden. Es war auch nicht möglich, ein modifiziertes Infrarottrackingsystem zu verwenden, weil die verwendeten Kameras eine automatische Belichtungssteuerung besitzen. Daher wurde das vorgeschlagene Konzept erarbeitet.

Die Verfahren, die für das konzipierte Trackingsystem verwendet werden, finden in gleicher oder anderer Form auch in marktüblichen Trackingsystemen Anwendung. Die Art und Weise, wie diese Verfahren hier zusammenspielen und wie sie in einigen Fällen verändert wurden, ist allerdings auf die vorliegende Situation zugeschnitten, nämlich:

- dass wegen der Kameras die Marker nur über ihre Farbe und ihre Kanten im Bild detektierbar sind,
- dass wegen der Bildqualität bei der Detektion nur eine bestimmte Genauigkeit erreicht wird, die deutlich unter der mit Industriekameras erreichbaren liegt,
- dass die Kameras nicht synchronisiert sind und daher die berechneten Posen ungenau sein können,
- dass das Muster der Punkte a priori nicht bekannt ist.

Hier ist die genaue räumliche Positionsbestimmung der Marker interessant. Kommerzielle Trackingsysteme verwenden primär kugelförmige retroreflektierende Marker. Retroreflektierende Marker sind in den Kamerabildern von Infrarot-Trackingsystemen als helle, runde Flecken zu sehen. Deren Mittelpunkt lässt sich im Bild exakt aus der umgebenden Ellipse bestimmen. Insbesondere genügt dafür das Bild einer Kamera. Der Mittelpunkt kann also beispielsweise von einer intelligenten Kamera direkt bestimmt werden und die aufwändige Bildübertragung entfällt. Außerdem kann, wenn die Marker in der Szene klein genug sind, sie in den Kamerabildern also nur einen geringen Durchmesser haben, der Massenschwerpunkt der hellen Flecken als Mittelpunkt verwendet werden. In diesem Fall ist der Fehler vernachlässigbar klein.

Im vorliegenden Fall sind die Marker allerdings kreisförmig, planar, und wegen des geringen Abstands zur Kamera im Bild relativ groß. Die exakte Positionsbestimmung ist dann aufwändiger. Planare,

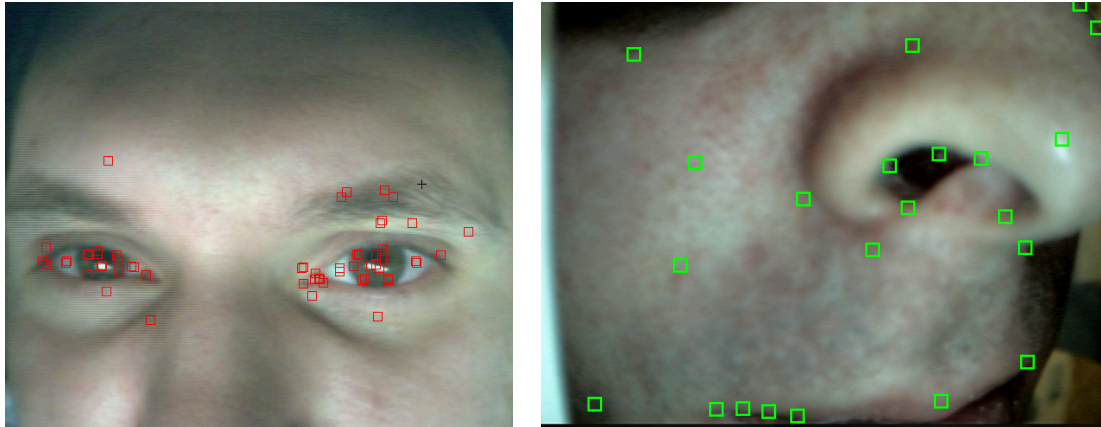


Abbildung 3.18: Um die Entscheidung für ein markerbasiertes Tracking zu verdeutlichen, sind im linken Bild die Punkte eingezeichnet, die mit dem SURF-Algorithmus [20] gefunden wurden. Im rechten Bild (aus [9]) sind die "Good features to Track" [161] eingezeichnet. Sie befinden sich hauptsächlich in Regionen des Gesichts, die sich unabhängig vom Schädel bewegen lassen. Im Bereich der Stirn (nicht abgebildet) sind die Merkmalspunkte instabil und beginnen deutlich zu driften. Außerdem finden diese Verfahren bei einem Stereokamerasystem nicht unbedingt in den Bildern beider Kameras die gleichen Merkmalspunkte. Markerlose, SURF- oder SIFT-basierte Trackingverfahren sind also in diesem Anwendungsfall als nicht erfolgsversprechend anzusehen.

kreisförmige Marker werden in den Kamerabildern abgebildet als Ellipsen. Bei der Mittelpunktbestimmung ist zunächst nur bekannt, dass die Projektion des Mittelpunkts auf der großen Halbachse der Ellipse liegen muss. Genauer lässt sich der Mittelpunkt im Bild einer Kamera nur ermitteln, wenn weitere Annahmen gemacht werden können. Ein Beispiel hierfür sind konzentrische Kreise. Dann kann, wie von Schumann beschrieben, mit dem Doppelverhältnis das Bild des Mittelpunkts bestimmt werden [157].

Sind vom selben kreisförmigen, planaren Marker die Bilder zweier Kameras verfügbar, kann mit einem kegelschnittbasierten Verfahren das Bild des Kreismittelpunkts gefunden werden. Ein entsprechendes Verfahren wird in Abschnitt 3.3.6 vorgestellt. Dort wird auch erklärt, warum der Massenschwerpunkt des Markers nicht als Mittelpunkt angenommen werden kann: Weil die Marker im Bild relativ groß sind, wäre der Fehler, abhängig von der Orientierung des Markers, in der Größenordnung von mehreren Pixeln. Das Tracking wäre dann entsprechend ungenauer. Diese Vereinfachung ist also in diesem Zusammenhang nicht akzeptabel.

### 3.2.2 Alternative Konzepte

Es sollen hier kurz einige Ansätze erwähnt werden, die für diese Arbeit in Betracht gezogen wurden, aber wieder verworfen wurden. Dies soll für weiterführende Arbeiten die ungangbaren Wege aufzeigen.

#### Merkmalsbasiertes Tracking

Basierend auf der im vorigen Abschnitt vorgestellten Hardware wurde untersucht, ob es möglich wäre auf Marker vollständig zu verzichten. Entsprechende Arbeiten, die die Position des Kopfes monokular mit Hilfe von SIFT-Merkmalsvektoren [100] oder dem ähnlichen SURF-Merkmalsvektor [20] verfolgen, sind inzwischen bekannt [146, 69]. Obwohl sich diese Methoden für andere Problemgruppen, beispielsweise die visuelle Odometrie, als sehr gut geeignet erweisen konnten [82], sind sie für das

vorliegende Problem als nicht erfolgsversprechend anzusehen: Einerseits siedeln sich die gefundenen Merkmalspunkte in Bereichen des Gesichts an, die sich relativ gut unabhängig vom Schädel bewegen lassen (Abbildung 3.18). Außerdem sind solche Trackingmethoden anfällig für Drift. Das ist im vorliegenden Szenario nicht akzeptabel.

#### Gesichts- und Kopftracking

Methoden zum Gesichtstracking sind vielfältig bekannt [126]. In ihrer einfachsten Form suchen sie mit einem Klassifikator in einem Bild nach einem Bildbereich, der potenziell ein Gesicht zeigen könnte, und verfolgen dieses dann [45]. Mit einem Stereokamerasystem wäre es dann möglich die Position des Gesichts im Raum zu triangulieren. Der Schluss auf Position und Orientierung des Kopfes ist nicht ohne Weiteres möglich.

Besser geeignet scheinen modellbasierte Verfahren, die beispielsweise den Kopf als 3D-Ellipsoid modellieren und darauf aufbauend die Orientierung des Kopfes texturbasiert verfolgen [193, 15]. Auch wäre es möglich, den Kopf als Zylinder zu modellieren, und seine Orientierung bezüglich der Symmetrieachse texturbasiert [35] oder durch die Position der Augen zu ermitteln [182].

Allgemein scheinen solche Ansätze nicht zielführend, weil durch die Positionierung der Kameras im Innern des Tomografen das Blickfeld stark eingeschränkt ist. Auch bei sehr kurzer Brennweite ist dann in der Regel das Gesicht des Patienten bildfüllend bzw. es sind sogar nur Teile des Gesichts zu erkennen. Die erzielbare Zuverlässigkeit und Genauigkeit ist zu gering.

#### Tracking von anatomischen Landmarken mit einem Stereokamerasystem

In der von mir betreuten Diplomarbeit von Herr Sébastien Wagener wurde ein Trackingverfahren basierend auf aktiven Konturen („Snakes“) und anatomischen Landmarken entwickelt, das ohne weitere Marker auskommt [9]. Im Vorfeld dieser Diplomarbeit wurde untersucht, ob und welche anatomischen Strukturen sich optisch genügend stabil detektieren lassen, um sie zur Verfolgung der Kopfbewegungen verwenden zu können. Dabei fiel auf, dass sich die Nasenlöcher, entsprechende Beleuchtung der Szene vorausgesetzt, stabil als relativ dunkle Flächen vor hellerem Hintergrund zeigen. Herr Wagener untersuchte in seiner Diplomarbeit, ob es möglich wäre, darauf aufbauend ein Trackingsystem zu entwickeln, dass ebenfalls die genannten Kriterien zur Gebrauchstauglichkeit erfüllen kann.

Herr Wagener wählte folgendes zweistufige Konzept:

1. Erstellung eines 3D-Modells der Nasenlöcher des Patienten in einem gemeinsamen Koordinatensystem.
2. Verfolgung der Nasenlöcher in den Bildern der Kameras mit Hilfe von aktiven Konturen („Snakes“) und Registrierung der Konturen auf das in Schritt 1 erstellte Modell.

**Ablauf** Im Vorfeld der MRT-Untersuchung wird eine Stereofotografie des Patienten angefertigt. Ausgehend von einem kalibrierten Stereokamerasystem ist es dann möglich, die zusammenhängenden dunklen Bereiche zu segmentieren, wobei eine geringfügige Benutzerinteraktion nötig ist (Abbildung 3.19). Aus den Konturen der Nasenlöcher lässt sich dann für jedes Nasenloch ein Polygonzug bestimmen. Im weiteren Verlauf wird dann, von Bild zu Bild, die Kontur der Nasenlöcher mit Hilfe von gekoppelten Snakes verfolgt.

Zum Verständnis der gekoppelten Snakes soll hier kurz der Begriff der Snake erklärt werden. Das Konzept wurde 1988 von Kass et al. vorgestellt. Sie definieren eine Snake als einen Pfad

$$v(s) = \begin{pmatrix} x(t) \\ y(t) \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^2, \quad s \in (0, 1),$$



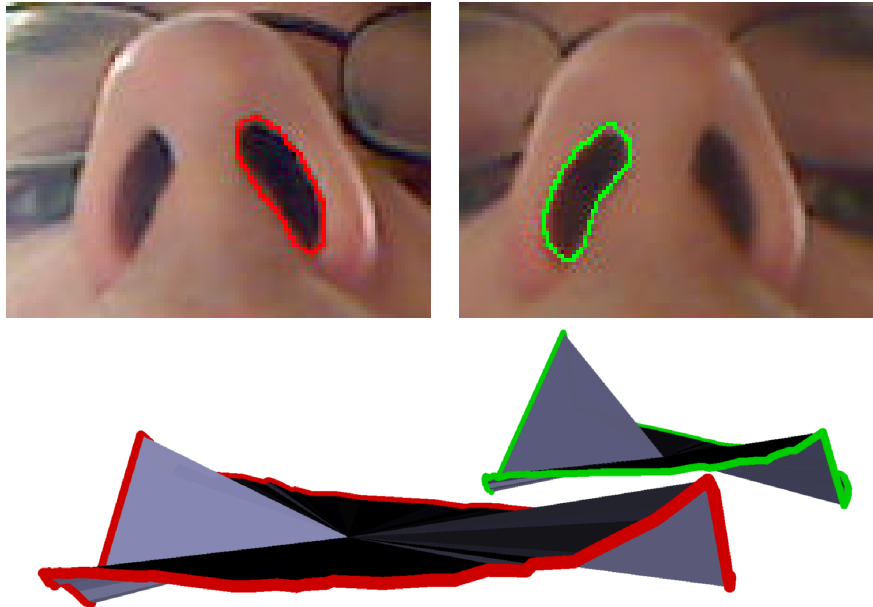


Abbildung 3.19: Aus den Bildern einer Stereofotografie werden zunächst die Nasenlöcher segmentiert und für jedes Nasenloch eine aktive Kontur angepasst (oben). Anschließend kann die räumliche Lage der Konturen rekonstruiert werden (unten), die im weiteren Verlauf verwendet wird, um die Bewegung der Nasenlöcher zu bestimmen. Die Fehler in der Rekonstruktion sind an Stellen, an denen die Epipolarlinien annähernd tangential zur Kontur laufen. (Bilder aus [9]).

der ein Energiefunktional

$$\begin{aligned}
 E &= \int_0^1 E_{\text{snake}}(v(s)) ds \\
 &= \int_0^1 E_{\text{int}}(v(s)) + E_{\text{bild}}(v(s)) ds
 \end{aligned}$$

minimiert.  $E_{\text{int}}$ , der Term der internen Energien, enthält Kräfte aus der Rigidität und Elastizität der Snake.  $E_{\text{bild}}$  ist eine Energie, die aus dem zugrundeliegenden Bild resultiert, also die Snake an Bildkonturen zieht. Zusätzlich sieht Kass noch eine dritte Energie vor, die Constraint-Energie, auf die hier nicht weiter eingegangen wird.

Man implementiert Snakes in der Regel diskret als Folge von Punkten und interpoliert dann mit einer geeigneten Methode zwischen diesen Punkten. Es genügt dann, die Energien an diesen Punkten zu bestimmen. Eine bestimmte Startsnake (in Form eines Polygonzugs) kann dann mit einer geeigneten Methode optimiert werden.

Herr Wagener hat zwei Snakes gekoppelt. Die erste Snake liegt im Bild der ersten Kamera, die zweite Snake im Bild der zweiten Kamera. Da die Punkte der Snakes korrespondieren, kann man diese Punkte rekonstruieren und es entsteht ein Polygonzug im Raum. Außerdem hat Herr Wagener eine zusätzliche Kraft entwickelt, die aus dem Epipolarfehler der jeweils korrespondierenden Punkte der Snake resultiert. Damit ist sichergestellt, dass die gekoppelten Snakes zwar in ihren Bildern den Bildstrukturen folgen, die Korrespondenz der Punkte aber nicht verletzt wird.

Von Bild zu Bild werden dann die gekoppelten Snakes angepasst, wobei die räumliche Korrelation durch die neue Epipolarkraft gewahrt bleibt. Anschließend wird die räumliche Kontur rekonstruiert und mit den ursprünglichen Konturen der Nasenlöcher registriert. Dazu verwendet Herr Wagener ein

Optimierungsverfahren, um die Hausdorffdistanz der 2D-Projektionen zu den segmentierten Konturen zu minimieren.

**Tauglichkeit des Verfahrens** Zur Evaluierung des Verfahrens stand ein magnetisches Trackingsystem zur Verfügung (Ascension medSAFE mit Flat-panel Antenne). Es erreicht laut Hersteller mit dem verwendeten Sensor eine Genauigkeit von weniger als 1 mm, wenn Bewegungen mit weniger als 20 cm/s ausgeführt werden. Herr Wagener entwickelte eine Methode, um die Bewegungsinformationen von magnetischem und optischem Verfahren im gleichen Koordinatensystem darzustellen. Das von ihm entwickelte optische Trackingverfahren erreicht eine Genauigkeit von 5,6 mm bzw.  $3,7^\circ$  und ist mit einer Bildrate von 6 Hz nicht echtzeitfähig. Aus diesem Grund wurde für die vorliegende Arbeit ein Ansatz gewählt, der zwar auf Markern basiert, wobei diese Marker aber so gestaltet sind, dass die Nachteile anderer markerbasierter Ansätze nicht auftauchen.

## 3.3 Realisierung

Die folgenden Algorithmen und Konzepte sind in einer Trackingsoftware implementiert worden. Als Programmiersprache wurde C++, als GUI-Toolkit Qt verwendet. Um grundlegende Bildverarbeitungsalgorithmen und -datenstrukturen nicht neu implementieren zu müssen, wurde dafür die Computer-Vision-Bibliothek OpenCV [28] verwendet. OpenCV umfasst beispielsweise das in Kapitel 2 beschriebene Lochkameramodell. Die entsprechenden Kalibrierungsfunktionen orientieren sich hier an den Verfahren von Zhang und Sturm [201, 202, 173] sowie Brown [29]. Die Unterstützung von Stereosystemen in OpenCV ist nur rudimentär und wurde daher entsprechend ergänzt.

### 3.3.1 Überblick

In Abbildung 3.20 sind der prinzipielle Ablauf des vorgeschlagenen Trackingsystems sowie die zentralen Datenstrukturen abgebildet. Durch diese Datenstrukturen werden Informationen aus einem Durchlauf des Algorithmus zum nächsten weitergereicht und es entsteht eine Trackingschleife. Nur deswegen darf überhaupt von „Tracking“ gesprochen werden. Die Schleife ist in der Abbildung grün markiert. Wichtig ist, dass ein reines 2D-Tracking stattfindet. Das ist nötig, weil die Anordnung der Trackingmarker zunächst unbekannt ist.

Wäre die Anordnung der Marker vorher bekannt, hätte ein anderer Ablauf verwendet werden können, zum Beispiel der von Schwald vorgeschlagene [158]. Wo in dieser Arbeit versucht wird, bei der Stereozuordnung Fehlzusammenordnungen zu vermeiden, sind diese bei Schwald ausdrücklich erlaubt. Dadurch enthält die 3D-Punktwolke zwar mehr Punkte als tatsächlich Markerpunkte in der Szene sind, sie enthält aber auf jeden Fall alle Markerpunkte. Die überzähligen stören nicht, weil Schwald nach genau den Punkten sucht, die der Konfiguration der Trackingmarker entsprechen und alle anderen ignoriert. Zwar wäre es in dieser Arbeit möglich gewesen, die Schleife noch weiter zu fassen, indem statt der Position der 2D-Punkte die Transformation vorhergesagt und dann die Punktwolke jeweils an die passende Stelle in die Kamerabilder projiziert wird. Allerdings wäre das Tracking dann potenziell weniger stabil: Eine Störung bei der Vorhersage der Transformation würde zu einem völligen Versagen des Verfahrens führen, während eine Störung bei der Vorhersage eines Punktes ohne Probleme kompensiert werden kann.

### 3.3.2 Kamera- und Kamerasystemkalibrierung

Bevor die Kameras als Trackingkameras verwendet werden können, müssen ihre internen und externen Parameter bestimmt werden, wie sie in Kapitel 2 beschrieben wurden. Dadurch wird das mathematische

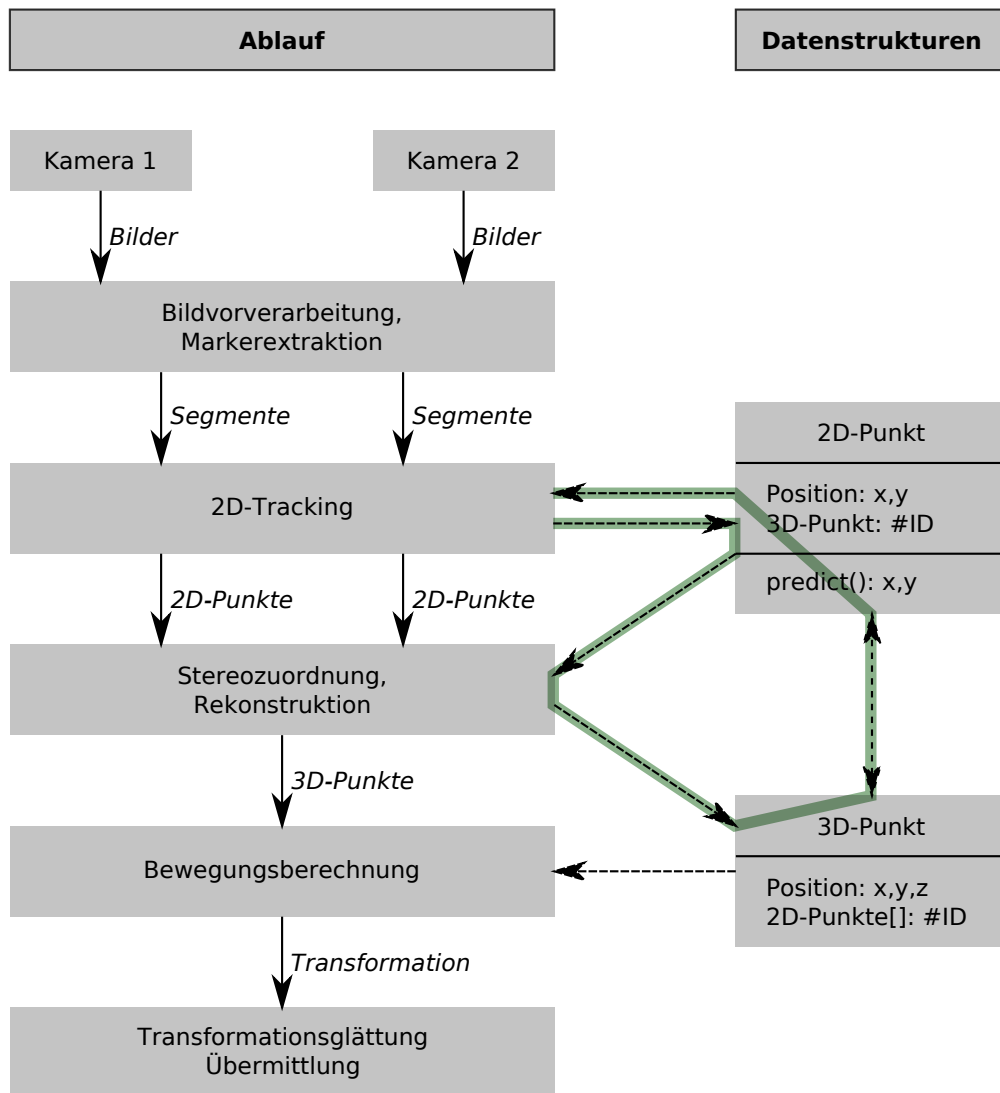


Abbildung 3.20: In diesem Diagramm ist der Ablauf von einem Durchlauf des Trackingsystems dargestellt. Daneben sind die wichtigsten Datenstrukturen abgebildet: Über sie werden Daten von einem Durchlauf des Algorithmus zum nächsten weitergereicht und es kann überhaupt erst von einem Tracking gesprochen werden. Die dabei entstehende Schleife ist grün markiert.

Kameramodell entsprechend der realen Kameras parametriert.

#### Kalibriermuster

Zur Kalibrierung kommt ein  $8 \times 8$ -Schachbrettmuster zum Einsatz (Abbildung 3.17 auf Seite 35). Jedes Feld hat eine Kantenlänge von  $10 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ . Es ist auf einer  $12 \text{ cm} \times 12 \text{ cm}$  großen, weiß beschichteten, 8 mm starken Spanplatte aufgebracht, um für die nötige Steifigkeit zu sorgen.

Der Benutzer nimmt zunächst eine Reihe von Kalibrier-Bildpaaren auf. Ein Auszug aus solch einem Satz von Kalibrierbildpaaren findet sich in Abbildung 3.21. Es ist unproblematisch, wenn das Schachbrettmuster nur in einem Bild eines Bildpaares vollständig zu erkennen ist. In diesem Fall trägt dann das einzelne Bild nur zur Optimierung der internen Parameter seiner Kamera bei. Bildpaare, bei denen das Muster in beiden Bildern detektierbar ist, tragen zusätzlich zur Optimierung der relativen Orientierung der Kameras bei.

Es ist wichtig, dass das Kalibriermuster möglichst das gesamte gemeinsame Sichtvolumen abdeckt. Das Kalibriermuster bildet, über alle Aufnahmen gesehen, einen virtuellen Kalibrierkörper. Die Qualität der Kalibrierung ist umso besser, je größer dieser Kalibrierkörper ist. Er sollte sich deswegen möglichst über das gesamte Sichtvolumen erstrecken.

OpenCV bietet eine Funktion zur Detektion eines Schachbrettmusters in Bildern an. Obwohl diese eine adaptive Binarisierung verwendet, ist sie recht anfällig für kontrastarme Bilder. Aus diesem Grund wurde ein Schritt zur Bildvorverarbeitung eingefügt. Zunächst wird die Vignettierung, also der Helligkeitsverlust des Bildes zum Rand hin, kompensiert. Dieser tritt bei den verwendeten Kameras leider relativ deutlich zutage.

Hier bieten sich zwei Wege an. Es gibt Arbeiten, in denen ein mathematisches Modell der Vignettierung bestimmt wird, weil mit diesem Modell die Vignettierung einfach kompensiert werden kann. [10, 203] Alternativ kann man mit den einzelnen Kameras ein orthogonales Referenzbild von einer weißen Fläche bei defokussierter Optik aufnehmen. Um Sensorrauschen auszuschließen, wird solch ein Bild mehrfach aufgenommen und dann gemittelt. Die einzelnen Kalibrierbilder werden dann durch das jeweilige zur Kamera gehörende Referenzbild geteilt. Dadurch werden dunkle Bereiche aufgehellt. Dieser Vorgang ist in Abbildung 3.22 an einem Beispielbild illustriert.

Zur Detektion des Schachbrettmusters wird nun die entsprechende Funktion von OpenCV verwendet. Sie bestimmt eine Liste von  $7 \cdot 7 = 49$  Pixelkoordinaten der Eckpunkte des Schachbretts, die anschließend über eine OpenCV-Funktion subpixelgenau interpoliert werden.

Den Punkten in dieser Liste müssen anschließend die korrekten Weltkoordinaten zugeordnet werden. OpenCV sieht dafür ein festes Muster vor, das die Punkte im Bild spaltenweise von links nach rechts durchnummeriert. Bei der Kalibrierung einzelner Kameras ist dieses Vorgehen ausreichend; eine Fehlzuordnung entspräche einer Rotation des Schachbretts bzw. der umgekehrten Rotation der Kamera um ein ganzzahliges Vielfaches von  $90^\circ$ . Das hat auf die Bestimmung der internen Kameraparameter keinen Einfluß. Nur die externen Parameter, die für das eine Kalibrierbild ermittelt werden, ändern sich entsprechend. Diese würden aber ohnehin nach der Kalibrierung verworfen werden.

Kalibriert man allerdings ein Stereosystem, so müssen die Weltkoordinaten des Schachbretts in beiden Kamerabildern korrekt zugeordnet sein. Eine Rotation, wie beschrieben, hätte einen deutlichen Einfluß auf die zu bestimmende relative Orientierung der Kameras, die von den externen Parametern beider Kameras abhängt.

Um korrekt Stereokorrespondenzen finden zu können, wurde das Schachbrettmuster um zwei Markierungen erweitert: Zwei Felder sind mit einem invers gefärbten Kreis markiert. Diese Kreise findet man folgendermaßen: Für die Schachbrettkoordinaten  $(2; 2)$ ,  $(2; 7)$ ,  $(7; 2)$  und  $(7; 7)$  berechnet man den Mittelpunkt des Kästchens, indem man den Schnittpunkt der Diagonalen bestimmt. Das ist einfach, da die Bildkoordinaten der Eckpunkte subpixelgenau bekannt sind. Man bestimmt den Grauwert an den

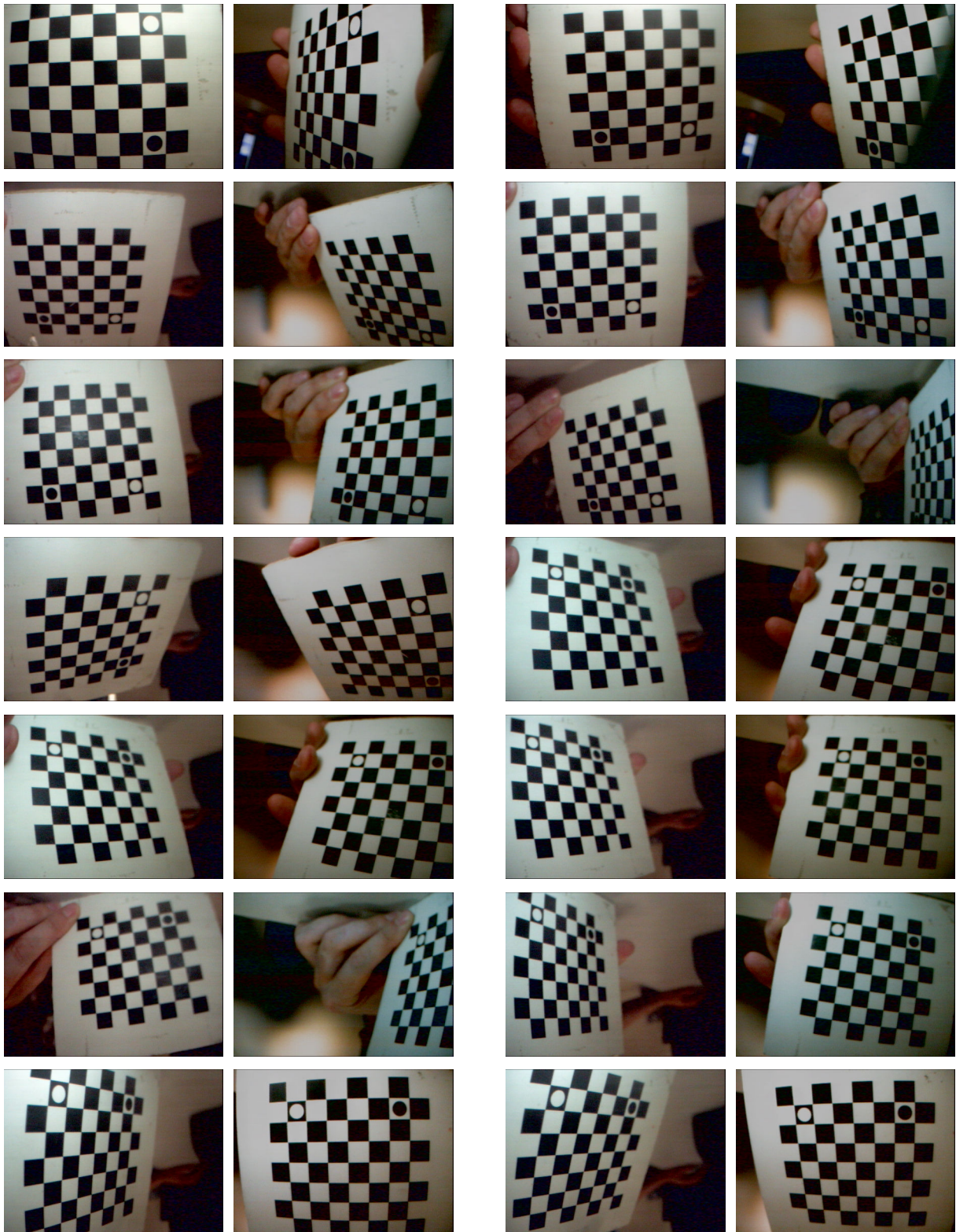


Abbildung 3.21: Auszug aus einem Satz von Kalibrierbildern, die mit den MRT-kompatiblen Kameras aufgenommen wurden. Die Kreise im Muster dienen der Stereokorrespondenzfindung.





Abbildung 3.22: Durch Division eines Kalibrierbildes durch ein Referenzbild kann die Vignettierung, die bei den verwendeten Kameras sehr deutlich zu sehen ist, kompensiert werden.

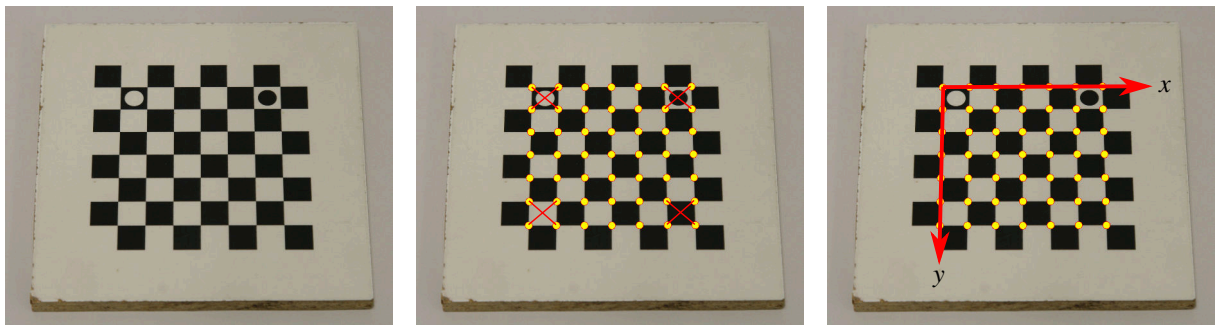


Abbildung 3.23: Links: Bild des Kalibrierusters. Mitte: Eckpunkte der Kästchen wurden detektiert. Dann wurde gesucht, in welchem Kästchen sich die Kreise befinden, die das Koordinatensystem aufspannen. Rechts: Das Koordinatensystem wurde verwendet, um den Eckpunkten der Kästchen ihre korrekten Weltkoordinaten zuzuweisen.

Mittelpunkten der vier Kästchen. Zwei benachbarte Kästchen sind schwarz, zwei sind weiß. Man kann diese einfach anhand des Grauwerts identifizieren. Anschließend werden die von OpenCV vergebenen Weltkoordinaten so oft um  $90^\circ$  gedreht, bis die beiden entlang der  $x$ -Achse liegen (Abbildung 3.23). Auch wenn man kein quadratisches Schachbrett verwendet, kann man auf dieses Verfahren zurückgreifen. Man verwirft dann einfach die von OpenCV vergebenen Weltkoordinaten und bestimmt sie, basierend auf der Position der Kreise, neu.

Als Ergebnis dieses Schrittes liegt eine Liste von Bildpaaren vor, sowie zu jedem Bild, in dem das Schachbrettmuster gefunden wurde, die Koordinaten der Eckpunkte des Schachbrettmusters und ihre jeweiligen Weltkoordinaten.

#### Kamerakalibrierung

Zur Bestimmung der inneren Parameter der einzelnen Kameras wird das folgende Verfahren für jede Kamera wiederholt.

Zunächst werden aus den Kalibrierbildern diejenigen ermittelt, in denen das Schachbrettmuster erkannt wurde. Das können auch Bilder aus Bildpaaren sein, von denen im Bild der anderen Kamera kein Schachbrettmuster erkannt wurde. Die passende OpenCV-Funktion zur Kamerakalibrierung wird verwendet, um die Parameter der Kamera zu bestimmen und das Ergebnis in den entsprechenden Datenstrukturen gespeichert.

An dieser Stelle soll an das Experiment aus Abschnitt 2.3 auf Seite 13 erinnert werden. Es hat sich als ausreichend erwiesen, zusätzlich zu den beiden Parametern  $p_1, p_2$ , die die tangentielle Verzerrung definieren, nur noch drei Parameter  $k_1, k_2, k_3$  für die radiale Verzerrung zu bestimmen. Bei der

Bildqualität der verwendeten Kameras wird mit genauerer Modellierung der Linsenverzeichnung kein wirklicher Genauigkeitsgewinn erreicht. Aus dem gleichen Grund wurde auch darauf verzichtet, andere, komplexere Kameramodelle zu untersuchen.

#### **Stereokalibrierung**

OpenCV enthält eine Funktion zu Stereokalibrierung. Diese erwartet allerdings, dass in den Bildpaaren das Schachbrettmuster in beiden Bildern gefunden wurde. Bei der vorliegenden Kamerakonfiguration war das nur schwer zu erfüllen. Es werden also aus den Kalibrierbildern diejenigen Bildpaare ermittelt, bei denen das Schachbrettmuster in beiden Bildern gefunden wurde.

Die OpenCV-Funktion zur Kalibrierung eines Stereosystems bietet die Möglichkeit, bestimmte Parameter vorzugeben. Diese werden dann nicht neu bestimmt, sondern unverändert übernommen. Die internen Parameter der Kameras wurden im vorigen Schritt bereits relativ genau ermittelt: es wurden dafür alle Bilder verwendet, in denen das Schachbrettmuster gefunden wurde. Die internen Parameter sollen also nicht weiter verändert werden. OpenCV bestimmt in diesem Schritt also nur die externen Parameter beider Kameras.

Zunächst liegt dann die erste Kamera im Ursprung und blickt in Richtung der z-Achse, die zweite Kamera wird entsprechend positioniert. Damit sind die Koordinatensysteme von Kamerasystem und MRT nicht deckungsgleich. Darauf wird im nächsten Abschnitt eingegangen.

#### **3.3.3 Kreuzkalibrierung von Kamerasystem und MRT**

Im zweiten Schritt muss eine Transformation gefunden werden, die die Koordinatensysteme des Kamerasystems und des MRT in Deckung bringt. Diese kann verwendet werden, um die externen Parameter der beiden Kameras zu modifizieren und sie in das Koordinatensystem des MRT zu verschieben. Um die Transformation ermitteln zu können, stehen dem Benutzer blaue Kunststoffkugeln, die mit einer wasserbasierten Flüssigkeit gefüllt sind, zu Verfügung (Abbildung 3.17 auf Seite 35). Außerdem gibt es eine Vorrichtung, um sie im MRT zu platzieren: eine Spanplatte, in die ein Lochgitter gebohrt wurde [3, 4].

#### **Virtuelles Kalibrierphantom**

Zunächst werden die kalibrierten Kameras an der Kopfspule befestigt (Abbildung 3.16 auf Seite 35). Dann positioniert man die Kugeln auf dem Lochbrett in der Kopfspule, wo sie dann sowohl für die Kameras als auch für den MRT sichtbar sind. Ein Bildtripel für die Kreuzkalibrierung besteht aus zwei Kamerabildern und einer T1-TSE MRT-Aufnahme. Nach jeder Aufnahme werden die Kugeln an einer anderen Stelle im Innern der Kopfspule positioniert. Das wiederholt man, bis ein möglichst großer Teil des Volumens abgedeckt ist. Die Kugeln in den einzelnen Aufnahmen bilden dann ein virtuelles Kalibrierphantom (Abbildung 3.25). Ein Beispiel für einen solchen Datensatz, bestehend aus mehreren Bildtripeln, findet sich in Abbildung 3.24.

Im Folgenden müssen die Bilder des Kalibrierdatensatzes verarbeitet werden: Die Mittelpunkte der Kugeln müssen sowohl in den MRT-Bildern als auch in den Bildern der Kameras bestimmt werden.

#### **Segmentierung der Kugeln in den Kamerabildern**

In den Bildern der Kameras lassen sich die Kugeln nach einer Farbraumtransformation einfach segmentieren: Im Cyan-Kanal des CMYK-Farbraums sind sie als helle Flecken vor dunklem Hintergrund zu erkennen (Abbildung 3.26). Nach einer Binarisierung mit dem Verfahren von Otsu [137] lassen

### 3 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras

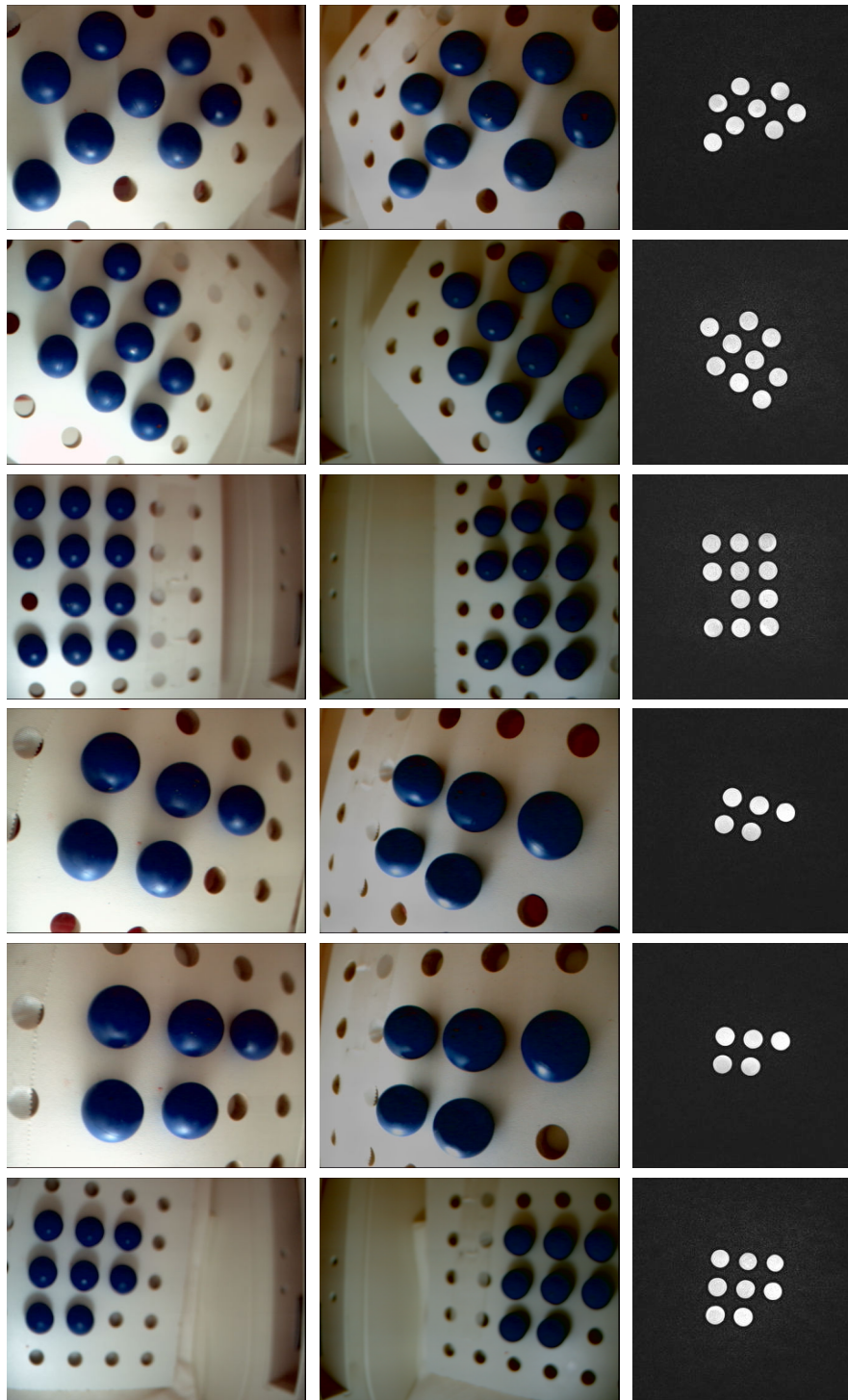


Abbildung 3.24: Ein Kreuzkalibrierdatensatz (von den MRT-Volumen ist nur eine repräsentative Schicht abgebildet): an der unterschiedlichen Größe der Kugeln ist erkennbar, dass sie sich jeweils auf unterschiedlichen Ebenen innerhalb der Kopfspule befunden haben.



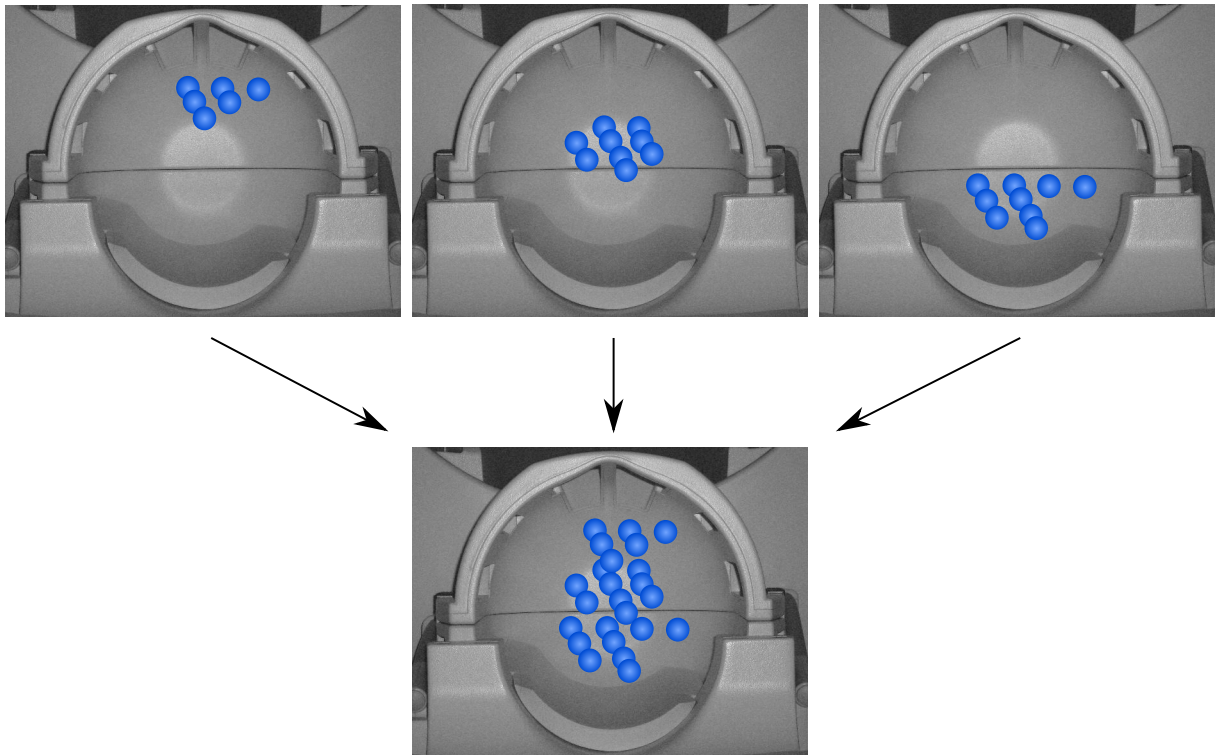


Abbildung 3.25: Durch die Kombination von Kugeln aus mehreren Aufnahmen (oben), wobei die Kugeln bei jeder Aufnahme planar angeordnet waren, entsteht ein virtuelles Kalibrierphantom (unten), das das gesamte Sichtvolumen abdeckt und das mit einer einzigen Aufnahme nicht erfasst werden könnte.

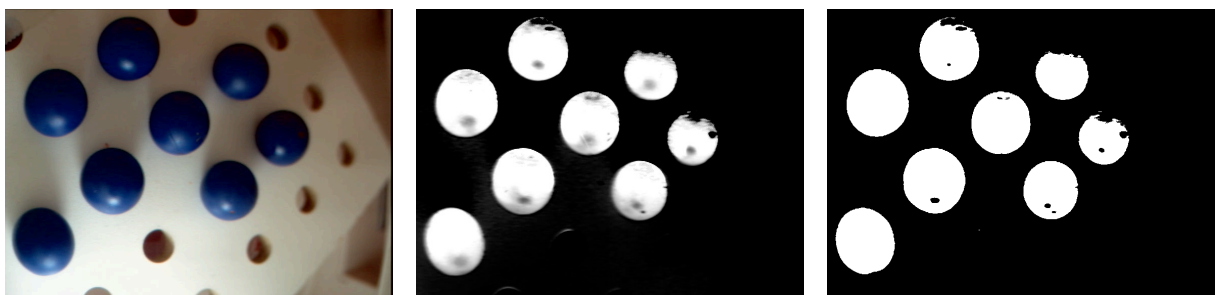


Abbildung 3.26: In den Kamerabildern lassen sich die Kugeln nach einer Farbraumkonvertierung einfach segmentieren: Im Cyan-Kanal des CMYK-Farbraums sind sie als helle Flecken zu sehen (Mitte), die sich nach einer Binarisierung mit der Methode von Otsu automatisch segmentieren lassen.

sich diese automatisch segmentieren. Zu jedem Segment wird außerdem der Schwerpunkt bestimmt. Der Schwerpunkt des Segments ist zwar nicht deckungsgleich mit dem Kugelmittelpunkt. Das wird in einem späteren Schritt korrigiert. Wichtig ist zunächst nur, dass die markierten Schwerpunkte innerhalb der Kugeln liegen

Weil das Segmentierungsverfahren beispielsweise bei sich im Bild überdeckenden Kugeln fehlerhaft arbeiten würde, wurde dem Benutzer an dieser Stelle eine Eingriffsmöglichkeit gegeben: Per Mausklick ist es möglich, die gefundenen Schwerpunkte zu löschen, zu verschieben oder neue zu markieren.

Es liegen nun zwei Listen von Punkten vor: in den Bildern beider Kameras wurden die Kugelschwerpunkte bestimmt oder vom Benutzer vorgegeben. Um deren Position im Koordinatensystem der Kameras triangulieren zu können, müssen die jeweils korrespondierenden Punkte einander zugeordnet werden. Einzelne für jedes Bildpaar werden deshalb die Korrespondenzen bestimmt. Dafür wird ein Algorithmus verwendet, der später in Abschnitt 3.3.5 noch genauer beschrieben wird.

#### Ellipsenbestimmung

Perspektivische Projektionen von Kugeln und Kreisen sind Ellipsen. Mathematisch werden Ellipsen als Kegelschnitte definiert. Das Resultat eines Kegelschnitts ist eine Kurve, die die Gleichung

$$Q(x, y) = Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0$$

erfüllt. Da sich allerdings auch Parabeln und Hyperbeln durch diese Gleichung darstellen lassen, werden die sechs Parameter  $(A, B, C, D, E, F)$  eingeschränkt, so dass  $v = 4AC - B^2 > 0$  ist. Für  $v < 0$  würde die Gleichung eine Hyperbel beschreiben, bei  $v = 0$  wäre die Kurve eine Parabel.

Man kann diese Darstellung umformen und erhält dann die äquivalente Matrixform

$$x^T A_Q x = \begin{pmatrix} x_x & x_y & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A & B/2 & D/2 \\ B/2 & C & E/2 \\ D/2 & E/2 & F \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_x \\ x_y \\ 1 \end{pmatrix} = 0,$$

die später einige Betrachtungen erleichtern wird.

Eine Ellipse ist außerdem eindeutig beschrieben durch die fünf Parameter  $(c_x, c_y, a_1, a_2, \varphi)$ : Mittelpunkt  $(c_x, c_y)$ , Winkel  $\varphi$ , Länge der ersten Halbachse  $a_1$ , Länge der zweiten Halbachse  $a_2 \leq a_1$  (Abbildung 3.27). Sie berechnen sich aus den Parametern  $(A, B, C, D, E, F)$  direkt durch

$$\begin{aligned} (c_x, c_y) &= \left( \frac{BE - 2CD}{4AC - B^2}, \frac{BD - 2AE}{4AC - B^2} \right), \\ \lambda_{1,2} &= \frac{1}{2} \left( A + C \pm \sqrt{(A - C)^2 + B^2} \right), \\ h &= -Q(c_x, c_y), \\ \varphi &= \arctan \left( \frac{C - A + \sqrt{(A - C)^2 + B^2}}{B} \right), \\ a_{1,2} &= \sqrt{\frac{h}{\lambda_{1,2}}}, \end{aligned}$$

wenn  $4AC - B^2 > 0$  gilt.

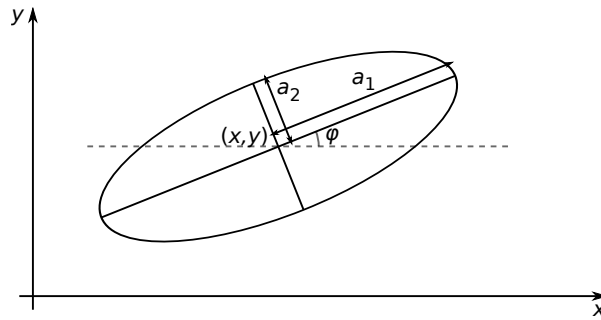


Abbildung 3.27: Eine Ellipse wird bestimmt durch die Gleichung  $Q(x, y) = Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0$  oder durch ihre Parameter Mittelpunkt  $(x, y)$ , Länge der großen und kleinen Halbachse  $a_1$  und  $a_2$  und den Winkel gegenüber der  $x$ -Achse  $\varphi$ .

Für die Gleichung

$$Q(x, y) = \begin{pmatrix} A & B & C & D & E & F \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x^2 \\ xy \\ y^2 \\ x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = 0$$

sind eine Reihe von Punkten  $p_i = (x_i, y_i)$ ,  $i \geq 5$ , bekannt, die diese Gleichung ungefähr erfüllen. Gesucht werden nun die Parameter  $(A, B, C, D, E, F)$ , so dass die Fehlersumme  $\sum_i f_Q(x_i, y_i)$  minimal ist. Zur Lösung dieses Problems sind viele Verfahren bekannt [200, 53, 77]. Sie unterscheiden sich hauptsächlich in der Wahl des Fehlermaßes [150]. Ideal wäre der Abstand eines Punktes zur Ellipse als Fehlermaß. Man spricht dann vom geometrischen Fehler. Wählt man als Fehler  $f_q(x, y) = Q(x, y)^2$ , so spricht man vom arithmetischen Fehler. Dafür lässt sich die Lösung relativ einfach finden, indem man das entsprechende (überbestimmte) Gleichungssystem aufstellt und mit Hilfe der Eigenwertanalyse diejenige Lösung bestimmt, mit der die Fehlersumme minimal wird.

Man bestimmt dafür eine Matrix  $D = \begin{pmatrix} R_1 \\ R_2 \\ \vdots \\ R_n \end{pmatrix}$ , wobei die Zeilenvektoren  $R_i = (x_i^2, x_i y_i, y_i^2, x_i, y_i, 1)$

sich aus den Referenzpunkten  $p_i$  ergeben. Gesucht ist nun die Lösung des Gleichungssystems

$$D \begin{pmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \\ F \end{pmatrix} = 0,$$

welche offensichtlich ebenfalls die Lösung ist von

$$D^T D \begin{pmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \\ F \end{pmatrix} = 0.$$

Dieses Gleichungssystem ist allerdings einfacher zu lösen, weil  $D^T D$ , unabhängig von der Anzahl der Referenzpunkte, immer eine  $6 \times 6$ -Matrix ist. Der Eigenvektor von  $D^T D$  mit dem kleinsten Eigenwert ist die gesuchte Lösung.

Die OpenCV-Funktion zur Bestimmung einer Ellipse implementiert dieses Verfahren und liefert damit relativ schnell relativ genaue Ergebnisse. Die Genauigkeit lässt sich aber noch steigern, weil das verwendete Fehlermaß eine ungewollte Gewichtung der Punkte in die Gleichungen einbringt.

Bessere Ergebnisse erzielt man mit einer Gewichtung der Referenzpunkte entsprechend ihres geometrischen Fehlers. Ein entsprechendes Verfahren wird von Schumann beschrieben [157]. Er verwendet dabei Ergebnisse von Faber und Fisher [50] und Ahn et al. [11] und geht folgendermaßen vor:

Zunächst wird die vorliegende Punktwolke zentriert durch  $p_i \mapsto p_i - \bar{p}$ , wobei  $\bar{p} = \frac{1}{n} \sum_i p_i$  der Massenschwerpunkt der Punktwolke ist. Dies erhöht die numerische Stabilität des Verfahrens und lässt sich im Anschluss leicht rückgängig machen, entweder durch Addition des Schwerpunkts zum Ellipsenmittelpunkt, oder, wenn die Ellipse in Matrixform vorliegt, durch

$$x^T T_c^T A_Q T_c x = \begin{pmatrix} x_x & x_y & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\bar{p}_x & -\bar{p}_y & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A & B/2 & D/2 \\ B/2 & C & E/2 \\ D/2 & E/2 & F \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & -\bar{p}_x \\ 0 & 1 & -\bar{p}_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_x \\ x_y \\ 1 \end{pmatrix} = 0.$$

Anschließend wird iterativ mit der Punktwolke eine Ellipse bestimmt, wobei jedem Punkt ein Gewicht  $w_i \geq 0$  mitgegeben wird. Das realisiert man, indem man im oben beschriebenen Verfahren die Matrix  $D$  ersetzt durch

$$D_w = \begin{pmatrix} w_1 R_1 \\ w_2 R_2 \\ \vdots \\ w_n R_n \end{pmatrix}.$$

Das Gewicht wird nach jeder Iteration neu berechnet, und zwar aus dem geometrischen Abstand der Referenzpunkte zur jeweiligen Ellipse  $d_i$  nach dem Verfahren von Tukey als  $w_i = \rho_{\text{Tukey}}(d_i)$ , wobei

$$\rho_{\text{Tukey}}(x) = \begin{cases} \frac{c^2}{6} (1 - (1 - (\frac{x}{c})^2)^3) & \text{falls } |x| \leq c, \\ \frac{c^2}{6} & \text{sonst.} \end{cases}$$

Durch die Konstante  $c$  kann man steuern, ab welcher Distanz ein Punkt als fehlerhaft angesehen wird. Der iterative Algorithmus bestimmt dann abwechselnd Gewichtsvektoren und Ellipsen, und zwar so lange, bis der mittlere quadratische Fehler  $\sum_i d_i^2$  sich nur noch geringfügig ändert oder eine bestimmte Anzahl an Iterationen erreicht wurde.

Es fehlt nun noch ein Verfahren, um den Abstand eines Punktes zu einer Ellipse zu berechnen. Dafür gibt es keinen geschlossenen Ausdruck. Ahn et al. beschreiben ein iteratives Verfahren, um zu einem Punkt den Nächstgelegenen auf der Ellipse zu finden [11]. Faber und Fisher wenden ein einfacheres Verfahren an, bei dem zunächst das Problem in ein Koordinatensystem transformiert wird, das von der Ellipse bestimmt wird. Das vereinfacht die Gleichungen, ein Teil der Ellipsenparameter verschwindet. Wenn man die Distanz in diesem Koordinatensystem in Polarkoordinaten formuliert, erhält man ein Polynom vom Grad 4. Von den Nullstellen dieses Polynoms wird diejenige als Lösung ausgewählt, die die geringste Distanz zum Ergebnis hat.

#### Präzise Mittelpunktbestimmung in den Kamerabildern

An diesem Punkt stellt sich die Frage, wo der Mittelpunkt der Kalibrierkugeln in die Bilder der Kameras abgebildet wird. Aufgrund bestimmter geometrischer Eigenschaften von Kugeln lässt sich

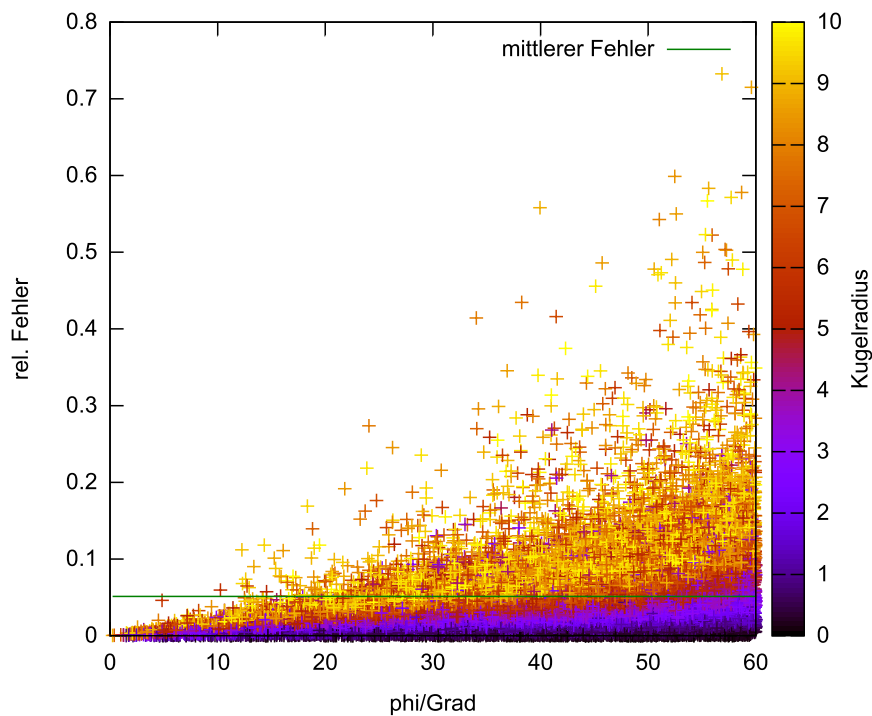


Abbildung 3.28: Für eine ideale Kamera wurden zufällig Kugeln innerhalb eines  $60^\circ$ -Sichtkegels erzeugt. Die Distanz zwischen tatsächlichem Bild des Kugelmittelpunkts und dem Schwerpunkt des Bildes der Kugel (entsprechend dem Mittelpunkt der Ellipse um das Bild der Kugel) wurde bestimmt und zur großen Halbachse dieser Ellipse in Relation gesetzt. In diesem Diagramm ist für jede Kugel der relative Fehler über den Winkel zur Sichtachse aufgetragen. Man erkennt, dass bei Winkeln größer  $30^\circ$  bereits Fehler von rund 10% auftreten, was bei den verwendeten Kugeln durchaus signifikant ist.

dieser Punkt einfach bestimmen: Die Abbildung einer Kugel in einer unverzerrten perspektivischen Projektion hat eine elliptische Form. Der Kugelmittelpunkt liegt dann auf der großen Halbachse der abgebildeten Ellipse [162, 154].

Zur Veranschaulichung wurde folgendes Experiment gemacht. Für eine ideale Kamera (keine Verzerrung) im Koordinatenursprung wurden innerhalb des  $60^\circ$ -Sichtkegels bis zu einer Entfernung von 100 in z-Richtung Kugeln mit einem zufälligen Radius  $r < 10$  erzeugt, ins Bild projiziert, und der Ellipsenmittelpunkt bestimmt. Anschließend konnte die Distanz zwischen dem Bild des Kugelmittelpunkts und dem Ellipsenmittelpunkt berechnet werden. Für jede dieser Kugeln sind in Abbildung 3.28 entsprechend dem Winkel zur z-Achse  $\varphi < 60^\circ$  und dem relativen Fehler (Fehler relativ zur ersten Halbachse der Ellipse) Markierungen gesetzt. Man erkennt, dass bei Winkeln von rund  $30^\circ$  bereits Fehler von rund 10% auftreten. Das sind bei den verwendeten Objektiven durchaus realistische Winkel am Bildrand und ist bei den verwendeten Kugeln bereits ein signifikanter Fehler. Der mittlere Fehler beträgt ungefähr 5%.

Im folgenden werden also zwei Probleme betrachtet. Zunächst muss eine möglichst genaue Ellipse um die Abbildung der Kugel stabil bestimmt werden. Dazu werden zwei Ansätze untersucht, die beide auf einer Abtastung des Bildgradienten entlang von Radialstrahlen basieren. Anschließend wird aus der gefundenen Ellipse der Mittelpunkt der Kugel abgeleitet.

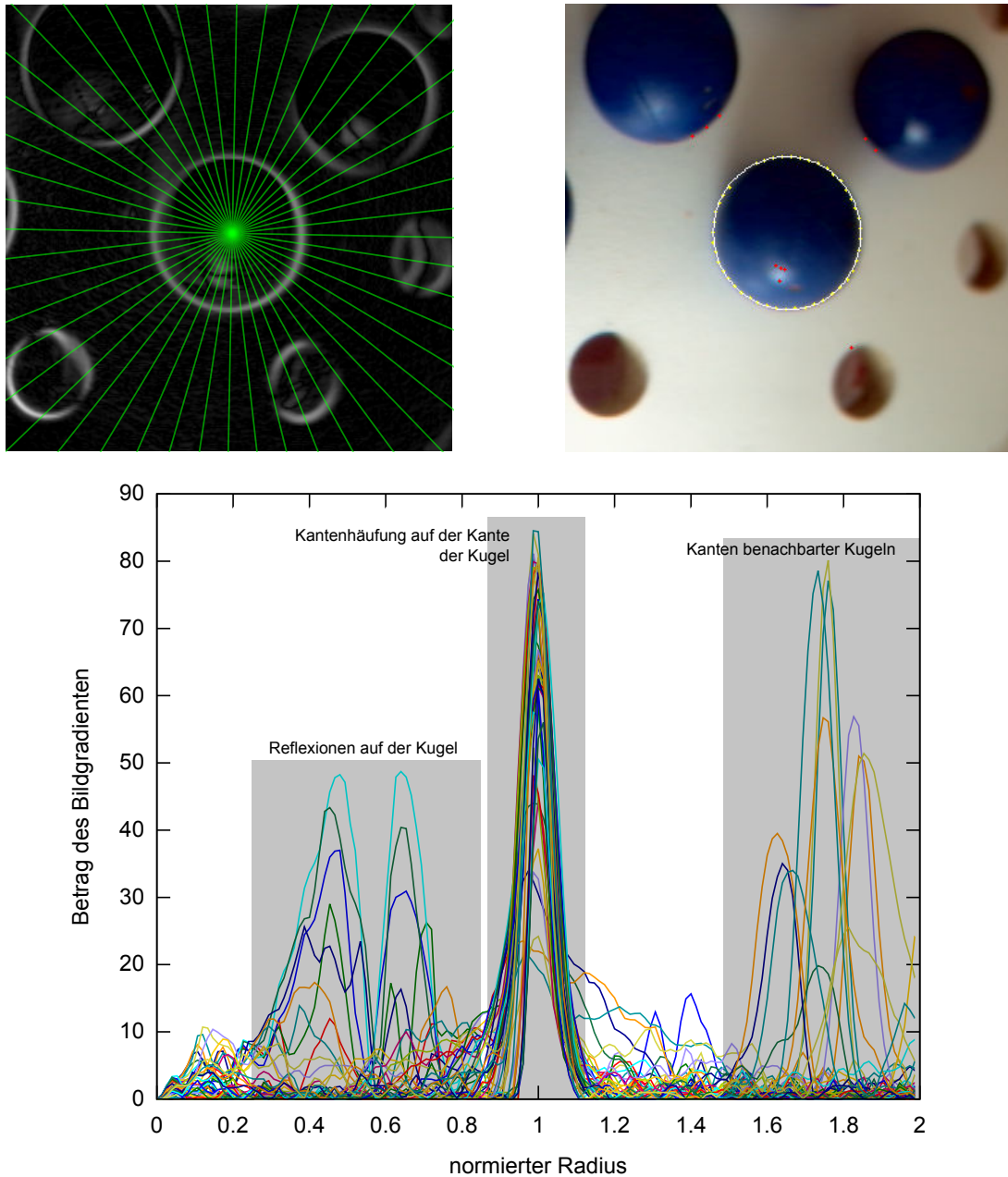


Abbildung 3.29: Oben links: Das Gradientenbild (Ausschnitt) wird entlang von 48 Radialstrahlen abgetastet. Oben rechts: Bildausschnitt von Abbildung 3.26 mit gefundenen Kantenpunkten und optimaler Ellipse. Die fehlerhaften Kantenpunkte sind rot eingetragen, die Korrekten gelb. Unten: Verlauf des Gradientenbildes entlang der 48 radialen Strahlen, ausgehend vom Ellipsenmittelpunkt. Klar zu erkennen sind die Maxima bei den Rändern der Kugel, aber auch an der Reflexion auf der Kugel und an den Rändern von benachbarten Strukturen.

### Subpixelgenaue Ellipsenbestimmung mit RANSAC-Modellschätzung

**Beschreibung:** Das erste Verfahren zur subpixelgenauen Ellipsenbestimmung erwartet als Eingabe das Bild, in dem die blauen Kugeln zu sehen sind, und eine Liste von erkannten blauen Segmenten. Um jedes Segment wird eine vorläufige Ellipse bestimmt und der Bildgradient entlang radialer Strahlen abgetastet. Wird dabei ein deutliches Maximum gefunden, wird diese Position gespeichert. Die Liste aller gefundenen Positionen enthält dann sowohl Kantenpunkte der blauen Kugel als auch Fehldetektionen, zum Beispiel an Reflexionen auf der Kugel oder an den Kanten benachbarter Bildstrukturen. Mit dem RANSAC-Algorithmus wird anschliessend ermittelt, welche der Punkte Fehldetektionen sind, und mit den korrekten Punkten eine Ellipse berechnet.

Beispielbilder finden sich in Abbildung 3.29. Das Verfahren läuft folgendermaßen ab.

1. Das Farbbild wird in ein Graustufenbild umgewandelt, mit einem Gaußfilter geglättet und dann mit einem Sobelfilter ein Gradientenbild berechnet.
2. Für jeden Segmentschwerpunkt  $p_i$  (automatisch bestimmt oder vom Benutzer eingezeichnet, siehe Abschnitt 3.3.3):
  - a) Aus den Randpixeln des Segments wird eine Ellipse  $(c_x, c_y, a_1, a_2, \varphi)$  in Bildkoordinaten bestimmt. Sei  $r_{\max} = \max(a_1, a_2)$ .
  - b) Ausgehend von  $p_i$  wird das Gradientenbild entlang von 48 radialen Strahlen abgetastet bis zu einer maximalen Strahllänge von  $2r_{\max}$ .
  - c) Sei  $P = \{\}$ . Für jeden Strahl:
    - i. Sei  $g_{\max}$  der maximale Grauwert im Gradientenbild entlang eines Strahls. Sei  $t = 0,5g_{\max}$ .
    - ii. Finde alle zusammenhängenden Abschnitte entlang des Strahls, in denen der Grauwert des Gradientenbildes größer als  $t$  ist. Suche in jedem Abschnitt das Maximum. Bestimme ein Polynom von Grad 2 durch das Maximum und seine beiden Nachbarn. Bestimme analytisch die Extremstelle des Polynoms, berechne die zugehörige Stelle in Bildkoordinaten und füge diesen Punkt der Menge  $P$  hinzu.
  - d) Finde die beste Teilmenge  $P'$  von  $P$  mit dem RANSAC-Algorithmus (aus [52], im Folgenden beschrieben), wobei nur Punkte, die näher als 5 Pixel an einer Ellipse liegen und nur Ellipsen mit einem RMS unter 0,7 verwendet werden.
  - e) Transformiere die Punkte aus  $P'$  in generalisierte Koordinaten. Bestimme zu dieser Punktmenge eine Ellipse  $(c'_x, c'_y, a'_1, a'_2, \varphi')$ .

Der **RANSAC-Algorithmus**, der von Fischler et al. vorgeschlagen wurde, ist ein randomisierter Modellschätzer. Er bestimmt zu einem Modell die entsprechenden Parameter aus einer (stark) fehlerbehafteten Menge von Messwerten [52]. Dabei wird weiterhin ermittelt, welche Messwerte als korrekt ("Inlier") und welche als Fehler ("Outlier") angesehen werden. Der folgende Ablauf wird wiederholt ausgeführt, wobei die Anzahl der Wiederholungen vorher festgelegt wird. Über alle Iterationen wird die größte Inlier-Menge gesucht.

Aus der Messwertmenge werden zufällig gerade so viele Elemente ausgewählt wie benötigt werden um alle Parameter des Modells zu bestimmen. Für eine Linienschätzung würden also zwei Punkte ausgewählt, für eine Kreisschätzung drei, für eine Ellipsenschätzung fünf. Mit den ausgewählten Messwerten werden die Modellparameter bestimmt. Anschließend werden alle Messwerte darauf überprüft, ob sie zu diesen Modellparametern passen und die Messwerte in eine Inlier- und eine Outlier-Menge aufgeteilt. Es wird überprüft, ob die Inlier-Menge größer ist als die der vergangenen Iterationen so dass nach allen Iterationen die größte Inlier-Menge gefunden wurde.

Nach Ablauf der Iterationen wird die gefundene größte Inlier-Menge verwendet, um die Modellparameter genau zu bestimmen.

Im vorliegenden Fall wäre das Modell „Ellipse“, die Parameter wären die in Abschnitt 3.3.3 beschriebenen Parameter. Die Güte eines Punktes bezüglich einer Ellipse kann über die Ellipsengleichung bestimmt werden, oder zum Beispiel durch den Abstand zur Ellipse nach den erwähnten Verfahren.

**Beurteilung:** Bei den vorliegenden Bilddaten hat der RANSAC-Algorithmus die fehlerhaften Kantenpunkte häufig gut ausfiltern können, hat aber in einigen Fällen auch fehlerhafte Ellipsen berechnet. Es wird daher ein weiteres Verfahren untersucht, das diese Aufgabe besser lösen kann. Insbesondere kommt dieses Verfahren ohne einen expliziten Schwellwert aus, was sich positiv auf die Stabilität auswirkt.

#### Radialstrahlbasierte subpixelgenaue Ellipsenbestimmung

**Beschreibung:** Es sei hier erneut auf die Arbeit von Schumann verwiesen, der vorschlägt die Ellipsenbestimmung iterativ auszuführen [157]: nach der Bestimmung einer Ellipse werden Strahlen senkrecht zu ihrer Kontur bestimmt, auf diesen Strahlen die Kante subpixelgenau interpoliert, und dann an den neuen Kantenpunkten eine neue Ellipse berechnet.

Das vorliegende Verfahren wurde von der Arbeit von Sebastian Steger inspiriert [168], der mit einem radialstrahlbasierten Verfahren Lymphknoten segmentiert. Im Unterschied dazu dient hier als algorithmische Grundlage der Mean-Shift-Algorithmus [34]. Der Mean-Shift-Algorithmus wird modifiziert und um eine modellbasierte Fehlerdetektion ergänzt. Annahme dieses Verfahrens ist, dass eine (ungenau) Ellipse präzisiert werden muss, die sich in der Nähe der (noch unbekannten) exakteren Ellipse im Bild befindet.

Ausgehend vom Zentrum der initialen Ellipse werden 12 Radialstrahlen berechnet und entlang jedes Strahls der Gradient des Bildes entlang des Strahls ausgewertet. Die Beträge der Gradienten werden pro Strahl in einer Liste gesammelt, so dass anschließend 12 Listen vorliegen, wobei jede den Verlauf des Gradienten entlang des jeweiligen Strahls beschreibt.

Der Mean-Shift-Algorithmus würde nun iterativ den gewichteten Schwerpunkt pro Strahl bestimmen, nach Konvergenz die gefundenen Schwerpunkte in Bildkoordinaten transformieren, und mit den gefundenen Punkten eine Ausgleichsellipse berechnen. Es hat sich gezeigt, dass dieses Verfahren dazu neigt, wegen fehlerhaften Punkten ungenaue oder falsche Ellipsen zu finden.

Statt dessen wird vom Mean-Shift-Algorithmus nur eine Iteration ausgeführt. Für jeden Strahl wird der gewichtete Schwerpunkt bestimmt, wobei als Gewichtung eine Gaußfunktion verwendet wird, die ihr Maximum an der Stelle hat, an der der jeweilige Strahl von der initialen Ellipse geschnitten wird. Die Standardabweichung der Gauß Glocke wird in jeder Iteration reduziert.

Die gewichteten Schwerpunkte der Strahlen werden verwendet, um eine neue Ellipse zu bestimmen. Mit dieser Ellipse und mit reduzierter Standardabweichung wird das Verfahren dann wiederholt. Nach einer bestimmten Anzahl Iterationen oder wenn die gefundene Ellipse sich nicht mehr verändert, wird das Verfahren abgebrochen.

Im Detail funktioniert das Verfahren wie im Folgenden beschrieben. Beispielbilder finden sich in Abbildung 3.30.

1. Das Farbbild wird in ein Graustufenbild umgewandelt und mit einem Gaußfilter geglättet.
2. Für jeden Segmentschwerpunkt  $p_i$  (automatisch bestimmt oder vom Benutzer eingezeichnet, siehe Abschnitt 3.3.3):
  - a) Aus den Randpixeln des Segments wird eine Ellipse  $e = (c_x, c_y, a_1, a_2, \varphi)$  in Bildkoordinaten bestimmt.
  - b) Ausgehend von  $p_i$  wird entlang von  $n$  radialen Strahlen der gerichtete Bildgradient ausgewertet bis zu einer maximalen Strahllänge von  $2r$ , wobei  $r$  der Radius der Ellipse in der Richtung des jeweiligen Strahls ist. Die Richtung des Gradienten ist dabei die Richtung



des jeweiligen Strahls. Es bezeichne dann  $s_i(x)$  den Punkt, der auf dem Strahl  $i$  vom Zentrum der Ellipse die Distanz  $xr$  hat, wobei  $x \in [0, 2]$ . Es bezeichne  $g_i(x)$  den Wert des Gradientenbildes an der Stelle  $s_i(x)$ .

- c) Sei  $P = \{\}$ . Für jeden Strahl  $i$ :
- i. Der Gradient entlang des Strahls wird mit einer Gaußkurve gewichtet und dann der gewichtete Schwerpunkt entlang des Strahls bestimmt. Negative Gradientenwerte werden ignoriert. Der Schwerpunkt hat auf dem Strahl die Position

$$x_i = \frac{\sum_{x=0}^2 x s_i(x)}{\sum_{x=0}^2 x}$$

mit  $s_i(x) = \mathcal{N}(1, \sigma^2)(x) \max(s_i(x), 0)$ . Transformiere  $x_i$  in Bildkoordinaten und füge diesen Punkt zu  $P$  hinzu.

- d) Bestimme eine Ellipse aus den Punkten in  $P$  und ersetze  $e$  durch diese Ellipse. Wiederhole (a) bis (d), bis entweder eine maximale Zahl von Iterationen erreicht wurde, oder sich die Ellipse mit den Iterationen nicht mehr ändert.

**Beurteilung:** Es hat sich gezeigt, dass dieses Verfahren deutlich robuster gegenüber Ausreißern ist als die Variante, die schwellwertbasiert versucht, auf jedem Strahl ein prominentes Maximum zu finden. Allerdings war es im vorliegenden Fall wichtig, die Parameter des Algorithmus korrekt zu wählen, da ansonsten die Kante um den Schatten der Kugeln zu großen Einfluss auf die gefundene Ellipse hat. Es wurden daher  $n = 48$  Strahlen ausgewertet und für die Standardabweichung  $\sigma = 0.03$  gewählt. Bei zu großer Standardabweichung wächst die Ellipse zu schnell auf die Kante um den Schatten, bei zu kleiner Standardabweichung wächst sie zu langsam und findet die Kontur um die Kugel nicht.

### Rekonstruktion des Kugelmittelpunktes

Betrachtet man die zugrundeliegende Geometrie bei der Projektion einer Kugel, so fällt auf, dass die Kugel als Ellipse abgebildet wird. Es handelt sich dabei um die Projektion einer Kreisscheibe, die orthogonal zum Sichtstrahl durch das Kugelzentrum liegt. Das ist in Abbildung 3.31 illustriert. Um den Strahl durch den Kugelmittelpunkt aus der umschließenden Ellipse rekonstruieren zu können, werden Strahlen durch gegenüberliegende Punkte der Kreisscheibe benötigt. Diese findet man an den Hauptscheitelpunkten.

Man kann die korrekte Position des Kugelmittelpunktes im Bild also folgendermaßen finden. Zunächst bestimmt man die Ellipse, die die Kugel umschließt. Entsprechende verfahren wurden bereits untersucht. Man berechnet dann für diese Ellipse die Schnittpunkte mit ihrer großen Halbachse. Diese Punkte transformiert man von Bildkoordinaten in Weltkoordinaten, so dass man dann zwei Strahlen durch das Kamerazentrum um die beiden Schnittpunkte legen kann. Die Winkelhalbierende zwischen diesen beiden Strahlen schneidet die Kugel an gegenüberliegenden Punkten und enthält folglich auch den Kugelmittelpunkt: Ihr Schnittpunkt mit der Bildebene ist der Bildpunkt des Kugelmittelpunktes.

### Segmentierung der Kugeln in den MRT-Bildern

Die Segmentierung der Kugeln in den MRT-Bildern funktioniert anders als die Segmentierung in den Kamerabildern. Sie muss berücksichtigen, dass mit den MRT-Aufnahmen räumliche Bilder, sogenannte Volumendaten vorliegen. Außerdem soll das Verfahren auch funktionieren, wenn aus Zeitgründen keine isotropen MRT-Aufnahmen zur Verfügung stehen. Es ist davon auszugehen, dass dies der Normalfall ist.

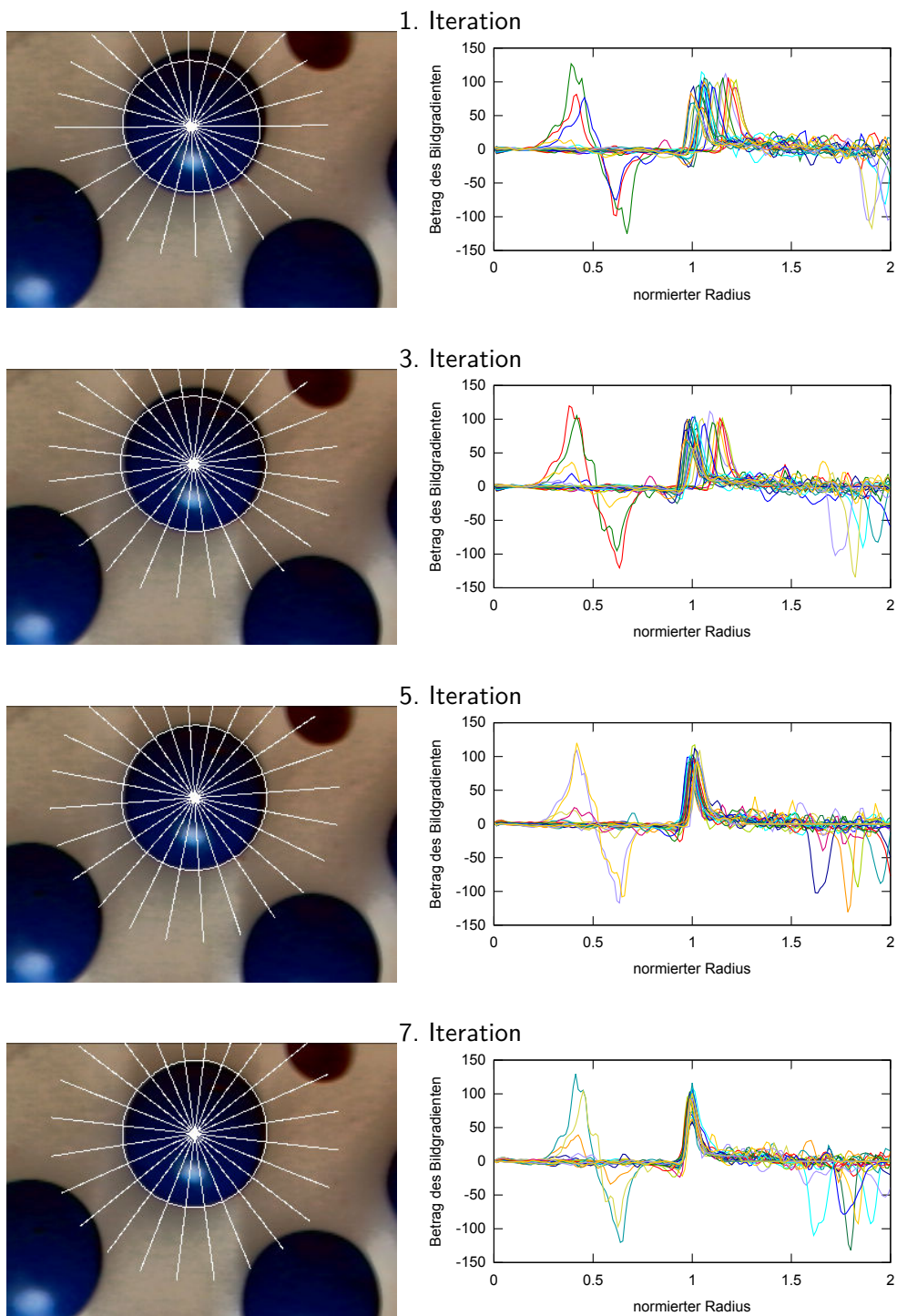


Abbildung 3.30: Durch die Bestimmung einer Ausgleichsellipse nach jedem Durchlauf einer Iteration des Mean-Shift-Algorithmus werden Ausreißer verhindert. Abgebildet ist hier für ein Beispielbild jeweils die initiale Ellipse, die daraus resultierenden Radialstrahlen und der Verlauf des Bildgradienten entlang der Strahlen. Die Strahlen haben dabei als Länge den doppelten Radius der Ellipse an dieser Stelle. Weil die Diagramme auf den jeweiligen Radius normiert sind, kann man sehen, wie sich die Maxima an der Stelle  $x = 1$  konzentrieren.

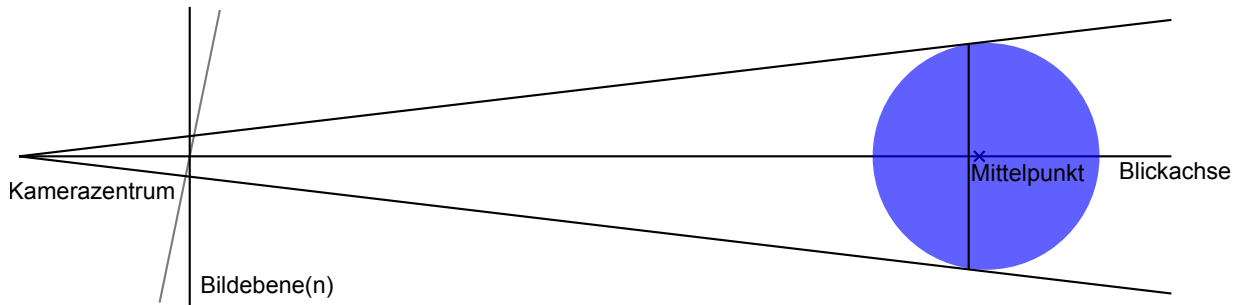


Abbildung 3.31: Eine Kugel wird stets als Ellipse abgebildet, und zwar als Projektion einer Kreisscheibe orthogonal zur Blickachse. Obwohl diese Kreisscheibe nicht durch den Kugelmittelpunkt laufen muss, befindet sich ihr Mittelpunkt ebenfalls auf der Blickachse durch den Kugelmittelpunkt. Man kann die Blickachse rekonstruieren, wenn die Kreisscheibe bekannt ist, weil sie den Winkel zwischen Strahlen durch gegenüberliegende Punkte auf der Kreisscheibe halbiert. Die verdrehte Bildebene entsteht, wenn die Kugel nicht auf der Blickachse der Kamera liegt. Dann gilt trotzdem, dass der Strahl durch den Kugelmittelpunkt die Winkelhalbierende ist.

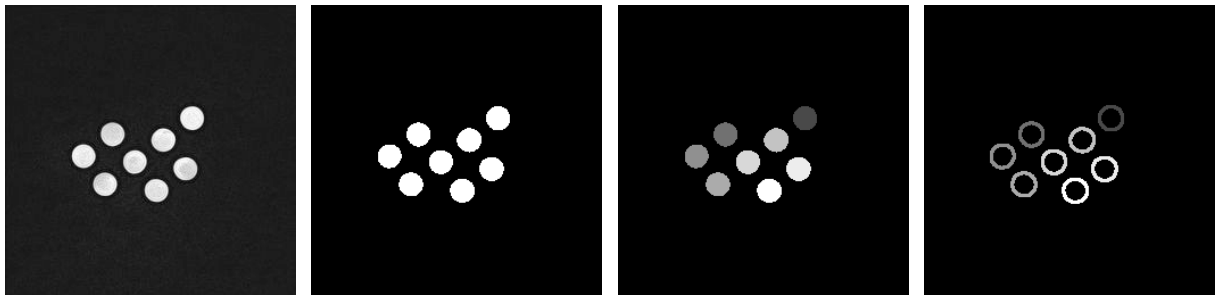


Abbildung 3.32: Aus den MRT-Aufnahmen der Kalibrierkugeln lassen sich die Kugeloberflächen mit dem Binarisierungsverfahren von Otsu segmentieren. Anschließend werden die zusammenhängenden Bereiche identifiziert und schichtweise ihre Konturen bestimmt. Diese werden dann verwendet, um eine Kugel zu bestimmen, wobei ein Verfahren verwendet wird, das fehlerhafte Punkte erkennen und ausschließen kann.

Hier ist zu erwähnen, dass mit den MRT-Daten zwei weitere Koordinatensysteme ins Spiel kommen: Einerseits die Index-Koordinaten des MRT-Volumendatensatzes, und außerdem die physikalischen Koordinaten des MRT. Zur Verarbeitung der MRT-Daten im DICOM-Format kommt das Insight Toolkit ITK<sup>3</sup> zum Einsatz, das auch Methoden zur Konvertierung zwischen diesen beiden Koordinatensystemen bereitstellt.

Die Segmentierung der Kugeln funktioniert wie folgt.

1. Binarisierung des Volumens mit der Methode von Otsu [137].
2. Segmentierung der zusammenhängenden hellen Bereiche. Jedes Segment bekommt eine eindeutige Nummer zugewiesen. Sei  $n$  die Zahl der Segmente.
3. Für jedes Segment  $i \in 1, 2, \dots, n$  sei  $P_i$  die Liste der Randvoxel des Segments. Initial seien die  $P_i$  leer: sie werden im nächsten Schritt befüllt.
4. Schichtweise:
  - a) Für jedes Segment werden die Randpixel bestimmt

<sup>3</sup>The National Library of Medicine Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK), <http://www.itk.org/>

b) Die Randpixel werden in physikalische Koordinaten umgerechnet und in die passende Liste  $P_i$  eingetragen.

5. Für jedes  $P_i$  wird angenommen, dass die Punkte, bis auf wenige Ausnahmen, auf der Oberfläche einer Kugel liegen. Mittelpunkt und Radius dieser Kugel werden bestimmt.
6. Plausibilitätsprüfung: Kugeln, deren Volumen nicht innerhalb sinnvoller Grenzen liegen, werden verworfen.

Ausgehend von der Punktwolke, die durch dieses Verfahren bestimmt wurde, wird im folgenden Schritt eine Kugel  $(x - c_x)^2 + (y - c_y)^2 + (z - c_z)^2 = r$  bestimmt.

#### Kugelbestimmung

Zur Bestimmung der Kugelparameter aus einer kugelförmigen Punktwolke wird die modifizierte Methode der kleinsten Quadrate verwendet, wie sie von Umbach und Jones beschrieben wird [181]. Allerdings wird sie um eine iterative Gewichtung ergänzt, wie bereits von Schumann beschrieben [157]. Das ist notwendig, weil nicht ausgeschlossen werden kann, dass die Kugeln Luftblasen enthalten. Die Punkte der Punktwolke können also auch im Innern der Kugel liegen oder anderweitig fehlerhaft sein.

Für die Punktwolke  $P = (p_1, p_2, \dots, p_m)$  werden daher Gewichte  $w_i$  bestimmt, die zunächst auf 1 gesetzt werden. Mit den Gewichten wird eine Ausgleichskugel bestimmt. Danach werden die Gewichte neu berechnet. Sei für eine gegebene Kugel und einen Punkt  $p$  der Abstand zur Kugeloberfläche  $d$ . Das Gewicht für einen Punkt auf der Kugeloberfläche muss (annähernd) 1 sein, das für einen weit entfernten Punkt (annähernd) 0. Es hat sich als praktikabel gezeigt, zur Bestimmung der Gewichte eine Gaußsche Dichteverteilung auf die Kugeloberfläche zu legen, deren Maximum auf der Kugeloberfläche liegt:

$$w_i = \frac{4}{\sqrt{2\pi}} e^{\frac{-d^2}{18}}.$$

Damit werden Punkte auf der Kugeloberfläche mit annähernd 1 gewichtet und weiter entfernte Punkte mit annähernd 0. Danach wird mit den neuen Gewichten eine neue Kugel bestimmt. Dieser Prozess wird wiederholt, bis das Verfahren konvergiert oder bis eine maximale Zahl an Iterationen ausgeführt wurde.

Die modifizierte Methode der kleinsten Quadrate, die von Umbach und Jones beschreiben wird [181], funktioniert folgendermaßen: Für jeweils zwei Punkte der Punktwolke wird die Verbindungsgerade gebildet. Dies ist eine Sehne der gesuchten Kugel. Die Ebene, die senkrecht durch den Mittelpunkt dieser Sehne verläuft enthält also den Kugelmittelpunkt. Weil die Punktwolke jedoch verrauscht ist, liegt der Kugelmittelpunkt wahrscheinlich nur in der Nähe dieser Ebene. Der Mittelpunkt der Kugel ist dann der Punkt  $(a, b, c)$ , der möglichst nahe zu den Ebenen zwischen allen Punktpaaren liegt, und der deswegen den Ausdruck

$$\sum_i \sum_{j>i} \left( aX_{ji} + bY_{ji} + cZ_{ji} - 0,5(X_{ji}^{(2)} + Y_{ji}^{(2)} + Z_{ji}^{(2)})^2 \right)$$

minimiert, wobei

$$\begin{aligned} X_{ij} &= x_i - x_j, \\ X_{ij}^{(2)} &= x_i^2 - x_j^2 \end{aligned}$$

für die Punkte der Punktwolke  $p_i = (x_i, y_i, z_i)^T$ . Umbach und Jones zeigen, dass es eine geschlossene Form gibt, die die Gleichung minimiert. Demnach ist der Kugelmittelpunkt der Punkt  $(a_M, b_M, c_M)$

mit

$$\begin{aligned}
 a_M &= \frac{\left\{ \begin{aligned} &(S_{xx^2} + S_{xy^2} + S_{xz^2})(S_y^2 S_z^2 - S_{yz}^2) \\ &+ (S_{yx^2} + S_{yy^2} + S_{yz^2})(S_{xx} S_{yz} - S_{xy} S_z^2) \\ &+ (S_{zx^2} + S_{zy^2} + S_{zz^2})(S_{xy} S_{yz} - S_{xx} S_y^2) \end{aligned} \right\}}{\left\{ \begin{aligned} &S_x^2 S_y^2 S_z^2 + 2S_{xy} S_{yz} S_{xz} \\ &- S_x^2 S_y^2 - S_y^2 S_{xz}^2 - S_z^2 S_{xy}^2 \end{aligned} \right\}}, \\
 b_M &= \frac{\left\{ \begin{aligned} &(S_{xx^2} + S_{xy^2} + S_{xz^2})(S_{xz} S_{yz} - S_{xy} S_z^2) \\ &+ (S_{yx^2} + S_{yy^2} + S_{yz^2})(S_x^2 S_z^2 - S_{xz}^2) \\ &+ (S_{zx^2} + S_{zy^2} + S_{zz^2})(S_{xy} S_{xz} - S_{yz} S_x^2) \end{aligned} \right\}}{\left\{ \begin{aligned} &S_x^2 S_y^2 S_z^2 + 2S_{xy} S_{yz} S_{xz} \\ &- S_x^2 S_y^2 - S_y^2 S_{xz}^2 - S_z^2 S_{xy}^2 \end{aligned} \right\}}, \\
 c_M &= \frac{\left\{ \begin{aligned} &(S_{xx^2} + S_{xy^2} + S_{xz^2})(S_{xy} S_{yz} - S_{xy} S_y^2) \\ &+ (S_{yx^2} + S_{yy^2} + S_{yz^2})(S_{xx} S_{xy} - S_{yz} S_x^2) \\ &+ (S_{zx^2} + S_{zy^2} + S_{zz^2})(S_x^2 S_y^2 - S_{xy}^2) \end{aligned} \right\}}{\left\{ \begin{aligned} &S_x^2 S_y^2 S_z^2 + 2S_{xy} S_{yz} S_{xz} \\ &- S_x^2 S_y^2 - S_y^2 S_{xz}^2 - S_z^2 S_{xy}^2 \end{aligned} \right\}}.
 \end{aligned}$$

Dabei ist  $S_{\alpha\beta} = \text{cov}(\alpha, \beta)$  die übliche Kovarianz, und mit  $S_{xy}$  ist die Kovarianz der  $x$ - und der  $y$ -Koordinaten der Punktliste gemeint, also  $x_i$  und  $y_i$ .

Der Radius der Kugel ist

$$r_M = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - a_M)^2 + (y_i - b_M)^2 + (z_i - c_M)^2} / m.$$

Man sieht leicht, dass die Gewichtung der einzelnen Punkte bei der Berechnung der Kovarianz einzubringen ist. Diese ist definiert als

$$\text{cov}(\alpha, \beta) = E(\alpha\beta) - E(\alpha)E(\beta).$$

Die gewichtete Kovarianz ist also einfach zu definieren über den gewichteten Erwartungswert

$$\text{cov}_w(\alpha, \beta) = E_w(\alpha\beta) - E_w(\alpha)E_w(\beta).$$

Entsprechendes gilt für die Berechnung des Kugelradius.

### Registrierung der Punktwolken

Für jeden Datensatz liegen nun zwei Punktwolken vor: Die Mittelpunkte der Kugeln in Kamerakoordinaten und in MRT-Koordinaten. Es kann sein, dass Kugeln im Kamerabild sichtbar waren, die im MRT-Bild nicht zu sehen waren, oder umgekehrt. Außerdem sind fehlerhaft bestimmte Kugelmittelpunkte sowohl in den Kamera- als auch in den MRT-Bildern denkbar.

Weil die Zahl der Punkte gering ist – typischerweise im Bereich von 20 bis 30 – wird hier ein Brute-Force-Ansatz verfolgt. Sei  $P = \{p_0, p_1, \dots, p_n\}$  die Punktwolke der Kamerabilder und  $Q = \{q_0, q_1, \dots, q_m\}$  die Punktwolke der MRT-Bilder. Folgendes Verfahren, das dem RANSAC-Algorithmus ähnelt, wird verwendet, um alle Korrespondenzen zu finden. Es versucht dabei, aus beiden Punktwolken alle möglichen Dreierkombinationen als initiale Lösung zuzuordnen. Schlägt dies fehl, weil die paarweisen Abstände zwischen den Punkten zu verschieden sind, wird die nächste Kombination untersucht. Andernfalls wird überprüft, wieviele der übrigen Punkte der Punktwolke mit diesen Dreierkombinationen korrekt aufeinander abgebildet werden. Aus den übereinstimmenden Punkten der Dreierkombinationen mit der besten Übereinstimmung wird die Kreuzkalibrierungstransformation bestimmt.

1. Iterativ für alle dreielementigen Teilmengen von  $\{a, b, c\} \subseteq P$ :

a) Iterativ für alle  $d \in Q$ , für alle  $e \in Q$ ,  $e \neq d$ , für alle  $f \in Q$ ,  $f \neq d$ ,  $f \neq e$ :

i. Bestimme die drei Abstände  $d_{ab} = |a - b|$ ,  $d_{ac} = |a - c|$ ,  $d_{bc} = |b - c|$  und die drei Abstände  $d_{de} = |d - e|$ ,  $d_{df} = |d - f|$ ,  $d_{ef} = |e - f|$ . Wenn die Abstände hinreichend ähnlich sind, also  $|d_{ab} - d_{de}| < \delta$  und  $|d_{ac} - d_{df}| < \delta$  und  $|d_{bc} - d_{ef}| < \delta$ , dann nehmen wir an, dass die sechs Punkte korrespondieren könnten.

ii. Sind die Abstände ähnlich?

A. Ja: Wir bestimmen die rigide Transformation, die  $\{a, b, c\}$  auf  $\{d, e, f\}$  abbildet, transformieren damit  $P$ , und ordnen mit dem ungarischen Algorithmus ([90], siehe dazu auch „Das Zuordnungsproblem“ auf Seite 62) die Elemente dieser Menge den Elementen von  $Q$  zu. Korrespondenzen oberhalb einer gewissen Schwelle werden als Fehler verworfen. Wurde ein besseres Ergebnis erreicht als bisher, wird die Transformation mit allen gefundenen Korrespondenzen genauer bestimmt und die Transformation und die Menge der Korrespondenzen als vorläufiges Ergebnis gespeichert.

B. Nein: Nächster Schritt in der Schleife.

2. Nachdem alle Kombinationen überprüft wurden: Wenn es ein vorläufiges Ergebnis gibt, ist dies die gefundene Kreuzkalibrierungstransformation.

Zwei Verfahren wurden implizit verwendet, die jetzt noch erklärt werden sollen: die rigide Registrierung von Punktwolken und der ungarische Algorithmus.

#### Rigide Registrierung zweier Punktmengen

Im vorigen Abschnitt wurde erklärt, wie zwei Punktwolken registriert werden können, wenn nicht bekannt ist, welche Punkte der einen Punktwolke welchen Punkten der anderen Punktwolke zugeordnet werden. Sind die Punktwolken gleich groß und ist die Zuordnung bekannt, so kann das folgende Verfahren verwendet werden:

Seien  $P = (p_0, p_1, \dots, p_n)$  und  $Q = (q_0, q_1, \dots, q_n)$ ,  $q_i, p_i \in \mathbb{R}^3$ ,  $n \geq 3$  Punktwolken. Die Zuordnung erfolgt dabei entsprechend der Reihenfolge, es werden also  $p_0$  und  $q_0$  einander zugeordnet,  $p_1$  und  $q_1$ , und so weiter. Gesucht ist die Transformation  $[R, t]$ ,  $p_i = Rq_i + t$ ,  $R \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ ,  $t \in \mathbb{R}^3$ , die die Punktwolke  $P$  auf die Punktwolke  $Q$  abbildet, so dass der Fehler

$$E^2 = \sum_i |p_i - Rq_i - t|^2$$

minimal ist. Das zugrundeliegende Problem heißt „absolute Orientierung“. Von Eggert et al. wurden vier verschiedene Methoden zur Lösung des Problems untersucht [47]. Aufgrund der dort erfolgten Bewertung nach Genauigkeit, Stabilität und Laufzeit, die in einem eigenen Experiment bestätigt werden konnte, fiel die Wahl auf die älteste der dort untersuchten Methoden, die 1987 von Arun et al. veröffentlicht wurde [17]. Sie funktioniert folgendermaßen:

Zunächst wird das Problem aufgeteilt: Translations- und Rotationsanteil der gesuchten Transformation werden unabhängig voneinander bestimmt. Arun et al. zeigen, dass für eine Transformation  $[R, t]$ , die den Fehler  $E^2$  minimiert, die Punktwolken  $P$  und  $Q' = (q'_0, q'_1, \dots, q'_n)$ ,  $q'_i = Rq_i + t$  den gleichen Massenschwerpunkt haben, nämlich

$$\bar{P} = \bar{Q'} = \frac{1}{n} \sum_i p_i.$$

Der Translationsanteil der gesuchten Transformation ist dann einfach

$$t = \bar{Q} - R\bar{P}.$$

Der Rotationsanteil  $R$  ist noch unbekannt und wird im Folgenden bestimmt. Dabei wird dann angenommen, dass  $P$  und  $Q$  den gleichen Massenschwerpunkt  $\bar{P} = \bar{Q} = (0, 0, 0)^\top$  haben. Für Punktwolken, bei denen das nicht der Fall ist, muss zunächst der Massenschwerpunkt durch Subtraktion an den Koordinatenursprung verschoben werden.

Man kann den Fehler  $E^2$  nun vereinfachen und umformen zu

$$\begin{aligned} E^2 &= \sum_i |p_i - Rq_i - t|^2 = \sum_i |p_i - Rq_i|^2 \\ &= \sum_i (p_i - Rq_i)^\top (p_i - Rq_i) \\ &= \sum_i p_i^\top p_i - p_i^\top Rq_i - q_i^\top R^\top p_i + q_i^\top R^\top Rq_i \\ &= \sum_i p_i^\top p_i - 2p_i^\top Rq_i + q_i^\top q_i. \end{aligned}$$

Folglich ist es äquivalent, den Ausdruck  $F = \sum_i p_i^\top Rq_i$  zu maximieren, wobei

$$\begin{aligned} F &= \sum_i p_i^\top Rq_i \\ &= \text{spur} \left( \sum_i Rq_i p_i^\top \right) \\ &= \text{spur}(RH) \end{aligned}$$

mit  $H = \sum_i q_i p_i^\top$ . Dass diese Umformung gültig ist sieht man, wenn man die Dimensionen der beteiligten Vektoren und Matrizen betrachtet. Die Spur einer Matrix ist definiert als die Summe ihrer Diagonalelemente. Offensichtlich befinden sich auf der Diagonalen von

$$\sum_i Rq_i p_i^\top$$

gerade die einzelnen Summanden von

$$\sum_i p_i^\top Rq_i.$$

Den gesuchten Rotationsanteil liefert die Singulärwertzerlegung dieser Korrelationsmatrix  $H$ . Das soll nun erläutert werden.

Arun et al. zeigen, dass für eine positiv-definite Matrix  $AA^\top$  und eine Orthonormalmatrix  $B$  die Ungleichung

$$\text{spur}(AA^\top) \geq \text{spur}(BAA^\top) \quad (3.1)$$

gilt. Dieser Beweis wird hier nicht weiter vertieft.

Gesucht wird eine Matrix  $R$ , die den Ausdruck  $\text{spur}(RH)$  maximiert. Diese kann mit Hilfe der Singulärwertzerlegung ermittelt werden. Sei also die Singulärwertzerlegung von  $H = USV^\top$ .  $U$  und  $V$  sind Orthonormalmatrizen der Größe  $3 \times 3$ .  $S$  ist eine  $3 \times 3$ -Matrix mit nichtnegativen Elementen. Setzt man nun  $X = VS^\top$ , dann erhält man eine Orthonormalmatrix. Das folgt direkt aus den Eigenschaften von Orthonormalmatrizen.

Betrachtet man nun

$$\begin{aligned} XH &= VS^\top USV^\top \\ &= VSV^\top. \end{aligned}$$

$XH$  ist also symmetrisch und positiv-definit und man kann wegen Ungleichung 3.1 schließen, dass

$$\text{spur}(XH) \geq \text{spur}(BXH).$$

$X$  ist also diejenige Matrix, die  $F = \text{spur}(RH)$  maximiert.

Der gesuchte Rotationsanteil ist

$$R = V \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \det(UV^T) \end{pmatrix} U^T.$$

Die Determinante ist wichtig. Bei einer negativen Determinante, was zum Beispiel bei planaren Punktwolken auftreten kann, handelt es sich bei  $VU^T$  nicht um eine Rotation, sondern um eine Spiegelung. Die Korrekturmatrix beseitigt diesen Sonderfall.

### Das Zuordnungsproblem

Ein Problem, das im weiteren Verlauf dieser Arbeit immer wieder auftauchen wird, ist das Zuordnungsproblem. Es geht dabei darum, Elemente zweier Menge einander zuzuordnen unter Berücksichtigung einer Kostenfunktion und den folgenden Bedingungen.

- Jedes Element der einen Menge wird maximal einem Element der anderen Menge zugeordnet.
- Soweit möglich werden alle Elemente zugeordnet.
- Die Summe der Kosten der Zuordnungen soll minimal sein.

Im vorliegenden Fall wäre die Aufgabe also zum Beispiel, die Punkte in einem Bild und die Punkte im nachfolgenden Bild einander zuzuordnen. Die Summe der Distanzen zwischen den Punkten, also die durchschnittliche Bewegung der Punktwolke, soll minimal sein.

Algorithmisch wird dieses Problem auf die Auswahl von Elementen einer Kostenmatrix abgebildet. Die Matrix enthält für alle Zuordnungen die jeweiligen Kosten, und der Zuordnungsalgorithmus muss aus dieser Matrix Elemente auswählen, so dass

- die Summe dieser Elemente minimal ist,
- aus jeder Spalte maximal ein Element ausgewählt wird,
- aus jeder Zeile maximal ein Element ausgewählt wird, und
- aus einer  $m \times n$ -Matrix genau  $\min(m, n)$  Elemente ausgewählt werden.

Im Folgenden wird dieses Problem zunächst theoretisch definiert und anschließend eine algorithmische Lösung vorgestellt.

**Definition:** Seien  $P = \{p_0, p_1, \dots, p_n\}$  und  $Q = \{q_0, q_1, \dots, q_m\}$  Mengen. Welcher Art diese Mengen sind, ist nicht weiter wichtig. Es muss allerdings eine Metrik  $d(p, q) \in \mathbb{R}^3$  definiert sein, die einem  $p \in P$  und einem  $q \in Q$  Kosten zuordnet: Je besser  $p$  und  $q$  zusammenpassen, desto kleiner ist  $d(p, q)$ . Die üblichen Bedingungen für eine Metrik müssen gelten, also

- Definitheit:  $d(p, q) \geq 0$  und  $d(p, q) = 0 \Leftrightarrow p = q$
- Symmetrie:  $d(p, q) = d(q, p)$
- Erfüllung der Dreiecksungleichung:  $d(p, q) \leq d(p, r) + d(r, q)$

Gesucht ist nun die optimale Zuordnung: eine Menge von  $M \subseteq P \times Q$ , in der jedes Element von  $P$  und jedes Element von  $Q$  maximal einmal vorkommen darf, und welche die Summe der Kosten

$$\sum_{(p,q) \in M} d(p, q)$$



minimiert. Soll die Summe maximiert werden, so ersetzt man  $d(p, q)$  durch  $-d(p, q)$ .

In Implementierungen hat es sich als sinnvoll erwiesen, das Problem weiter einzuschränken: Sind die Mengen  $P$  und  $Q$  endlich, dann kann man sie durch Listen  $(p_0, p_1, \dots, p_n)$  und  $(q_0, q_1, \dots, q_m)$  ersetzen. Zusätzlich definiert man eine Kostenmatrix  $A \in \mathbb{R}^{n \times m}$ ,  $(a_{i,j}) = d(p_i, q_j)$ . Offensichtlich ist diese Matrix ausreichend, um eine Lösung des Zuordnungsproblems bestimmen zu können, indem man in dieser Matrix Felder auswählt, so dass

- in jeder Spalte und jeder Zeile maximal ein Feld ausgewählt ist und
- kein weiteres Feld ausgewählt werden könnte.

**Algorithmische Lösung:** Kuhn und Munkres haben einen Algorithmus beschrieben, der dieses Problem löst [90, 123], und den Namen „Ungarische Methode“ trägt. Von Knuth gibt es eine Variante mit Laufzeitverhalten  $O(n^3)$  [86]. Zum Verständnis der weiteren Abschnitte genügt es aber, den Algorithmus nach Kuhn mit Laufzeitverhalten  $O(n^4)$  zu betrachten. Er funktioniert für symmetrische Probleme ( $m = n$ ) folgendermaßen:

Sei  $A_0 \in \mathbb{R}_+^{n \times n}$  eine Kostenmatrix. Es bezeichne der Begriff „Linie“ eine Spalte oder eine Zeilen einer Matrix. Zwei Elemente von  $A$  heißen unabhängig, wenn es keine Linie gibt, die beide Elemente enthält.

1. Sei  $A_1 = A_0 - \min(A_0)$ .  $A_1$  ist dann eine nichtnegative Matrix mit mindestens einer Null.
2. Für  $k = 1, 2, 3, \dots$ :
  - a) Finde eine minimale Menge  $S_k$  von Linien in  $A_k$ , die alle Nullen aus  $A_k$  beinhalten. Sei  $n_k$  die Anzahl dieser Linien. Ist  $n_k = n$ ? Dann gibt es eine Menge von  $n$  unabhängigen Nullen in  $A_k$ , und diese Nullen sind die Lösung des Problems.
  - b) Sei  $h_k = \min\{a_k^{(i,j)} \mid \forall l \in S_k : a_k^{(i,j)} \notin l\}$  das kleinste Element von  $A_k$ , das in keiner der Linien in  $S_k$  enthalten ist. Offensichtlich ist  $h_k > 0$ . Berechne die Matrix  $A_{k+1}$  zu

$$a_{k+1}^{(i,j)} = a_k^{(i,j)} + \begin{cases} h_k & \text{falls } a_k^{(i,j)} \text{ in zwei Linien aus } S_k \text{ enthalten ist,} \\ -h_k & \text{falls } a_k^{(i,j)} \text{ in keiner Linie aus } S_k \text{ enthalten ist,} \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases}$$

Zwei Unterprobleme müssen noch gelöst werden: Die Bestimmung der minimalen Zahl an Linien und die Auswahl der unabhängigen Nullen. Dafür sei auf die Arbeit von Knuth und dessen Implementierung verwiesen [86].

**Problemfälle in der Anwendung:** Es ist zu beachten, dass der Algorithmus manchmal Ergebnisse zurückliefert, die augenscheinlich nicht korrekt sind oder anderweitig merkwürdig erscheinen. Beispielsweise wird die Matrix

$$A = \begin{pmatrix} 50 & 50 & 2 \\ 25 & 1 & 30 \\ 50 & 25 & 50 \end{pmatrix}$$

markiert wie dargestellt. Das ist tatsächlich die optimale Markierung im Sinne des Algorithmus, obwohl offensichtlich das Feld in der Mitte einer sehr guten Zuordnung entsprechen würde, denn  $25 + 25 + 2 < 50 + 1 + 2$ . Der Algorithmus verfügt allerdings über keinerlei Vorwissen über die zu erwartenden Größenordnungen und kann daher Ausreißer nicht erkennen.

Ebenfalls problematisch ist die Anwendung des Verfahrens zur Zuordnung von zwei Punktwolken in bestimmten Konstellationen. Betrachten wir dazu beispielsweise zwei Punktwolken an den Stellen

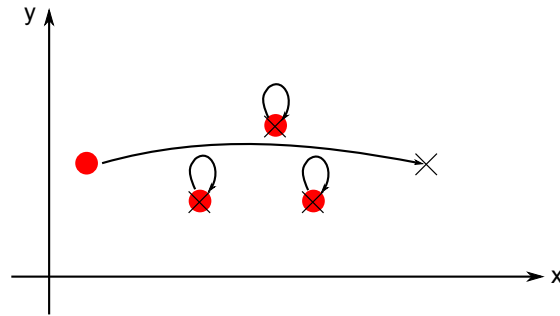


Abbildung 3.33: Die Anwendung des ungarischen Algorithmus zur Zuordnung von Punktwolken ist als problematisch anzusehen, wie in diesem Beispiel zu sehen ist. Die erste Punktwolke (rote Kreise) liegt an den Stellen (1; 3), (4; 2), (6; 4), (7; 2), die zweite an den Stellen (4; 2), (6; 4), (7; 2), (10; 3). Zwar minimiert die Zuordnung der beiden äußeren Punkte die Fehlersumme, müsste aber eigentlich als fehlerhaft erkannt und aussortiert werden.

(1; 3), (4; 2), (6; 4), (7; 2) sowie den Stellen (4; 2), (6; 4), (7; 2) (Abbildung 3.33). Die Distanzmatrix ist (gerundet)

$$A = \begin{pmatrix} 3,2 & 5,1 & 6,1 & 9 \\ 0 & 2,8 & 3 & 6,1 \\ 2,8 & 0 & 2,2 & 4,1 \\ 3 & 2,2 & 0 & 3,2 \end{pmatrix}$$

und der ungarische Algorithmus ordnet zu wie eingezeichnet. Offensichtlich minimiert die Zuordnung der beiden äußeren Punkte die Fehlersumme. Das folgt aus der Dreiecksungleichung. Allerdings ist diese Zuordnung praktisch nicht sinnvoll und muss deswegen anderweitig als fehlerhaft erkannt und aussortiert werden. Entsprechende Strategien sind in dieser Arbeit entwickelt worden und werden an den entsprechenden Stellen beschrieben.

**Variante der ungarischen Methode:** Zur Zuordnung von Punkten zweier Punktwolken kommt daher ein Verfahren zum Einsatz, das auf dem Algorithmus von Kuhn und Munkres [90, 123] basiert.

**Konzept:** Seien  $P, Q \in \mathbb{R}^n$ ,  $n \in \{2; 3\}$ , Punktwolken, wie oben beschrieben, und  $p_i$  und  $q_j$  seien Punkte dieser Punktwolken. Außerdem sei die Funktion  $d(p_i, q_j)$  eine Kostenfunktion. Zusätzlich definieren wir ein Plausibilitätsprädikat  $e(p_i, q_j) \in \{\text{wahr; falsch}\}$ . Darauf aufbauend bilden wir die Kostenmatrix  $A$  mit

$$(a_{i,j}) = \begin{cases} d(p_i, q_j) & \text{falls } e(p_i, q_j) = \text{wahr,} \\ \infty & \text{sonst.} \end{cases}$$

Dies ist eine sinnvolle Methode, den Algorithmus von Kuhn und Munkres an der Zuordnung zweier Elemente zu hindern. Es kann in einem Feld der Kostenmatrix, das mit Unendlich belegt ist, durch keinen der Schritte des Algorithmus eine Null auftauchen, wenn man definiert:

$$\begin{aligned} \infty \pm a &:= \infty, \\ a\infty &:= \text{sgn}(a)\infty, \\ \infty \pm \infty &:= \infty. \end{aligned}$$

Dies ist bei der Implementierung des Algorithmus zu beachten. Nötigenfalls ist eine sinnvolle Repräsentation des Unendlichen zu finden. Insbesondere ist sicherzustellen, dass  $\infty - \infty \neq 0$  ist!

Es muss dann noch die Abbruchbedingung des Algorithmus angepasst werden: Der Algorithmus soll terminieren, wenn nach der Bestimmung der minimalen Zahl an Linien  $S_k$  entweder die Zahl der Linien  $n_k$  gleich der Dimension der Matrix  $n$  ist, oder, falls in keinem der Felder  $a_k^{(i,j)}$ , die nicht in  $S_k$  enthalten sind,  $a_k^{(i,j)} < \infty$ .

Anders gesagt: Das Terminierungskriterium wird erweitert. Der Algorithmus terminiert entweder, falls an allen auszuwählenden Stellen eine Null steht, oder, falls alle Felder, die nicht bereits ausgewählt wurden, mit  $\infty$  belegt sind.

**Distanzfunktion und Plausibilitätsprädikat:** Auf die Wahl der Distanzfunktion wird in dieser Arbeit an den Stellen genauer eingegangen, an denen die vorgeschlagene Variante des Algorithmus von Kuhn und Munkres verwendet wird. Es ist bei Punktwolken in gleichen Koordinatensystemen normalerweise das Quadrat der euklidischen Distanz und damit nicht weiter kompliziert.

Als Plausibilitätsprädikat bietet es sich bei der Zuordnung von Punktwolken im gleichen Koordinatensystem an, Vorwissen zu verwenden sowohl aus vorherigen Bildern als auch über zugrundeliegende Zusammenhänge.

- Beim 2D-Tracking wird ein Kreis um einen Punkt gezogen mit Radius  $3a_1$ , wobei  $a_1$  die Länge der großen Halbachse der zu diesem Punkt gehörenden Ellipse ist. Punkte innerhalb dieses Kreises werden als plausibel angesehen, Punkte außerhalb als nicht plausibel. Durch diese Wahl dürfen sich weiter entfernte Punkte zwischen zwei Bildern deutlich weniger bewegen als nahe liegende, weil deren Ellipsen entsprechend kleiner sind. Außerdem wird hierdurch berücksichtigt, dass sich die Punkte bei schnellen Kopfbewegungen innerhalb des Bildes weit von ihrer Ursprungsposition entfernen können.
- Beim 3D-Tracking kann ein fester Schwellwert verwendet werden, der vom tatsächlichen Durchmesser der blauen Markerpunkte abhängt.
- Bei der Stereozuordnung kommt ein komplexes Plausibilitätsprädikat zum Einsatz, das die Epipolarometrie in Betracht zieht und außerdem Vorwissen aus den vergangenen Bildpaaren.

**Resultat:** Als Folge der Verwendung eines Plausibilitätsprädikates vereinfacht sich das Zuordnungsproblem. In vielen Fällen bleibt nach der Subtraktion der Spalten- und Zeilenminima, wie im Algorithmus beschrieben, eine Matrix, die nur noch aus Null oder Unendlich besteht. Der Algorithmus hat also im wesentlichen nicht viel mehr zu tun als daraus die optimale Zuordnung auszuwählen.

Das mag die Kostenmatrix zur Punktwolke aus Abbildung 3.33 verdeutlichen, die nach der Anwendung des Plausibilitätskriteriums

$$e(p_i, q_j) = \begin{cases} \text{wahr} & \text{falls } d(p_i, q_j) < 1, \\ \text{falsch} & \text{sonst,} \end{cases}$$

folgendermaßen aussieht

$$A' = \begin{pmatrix} \infty & \infty & \infty & \infty \\ 0 & \infty & \infty & \infty \\ \infty & 0 & \infty & \infty \\ \infty & \infty & 0 & \infty \end{pmatrix},$$

woraus der beschriebene Algorithmus genau die drei markierten Elemente auswählt.

### 3.3.4 Bildvorverarbeitung und Markerdetektion

Nachdem im vorigen Abschnitt die Kalibrierung des Kamerasystems beschrieben wurde, befassen sich dieser und die nächsten beiden Abschnitte mit dem tatsächlichen Tracking. Zunächst soll beschrieben

werden, wie die Positionen der blauen Marker in den Bildern der Kameras bestimmt werden. Es wird dabei folgender Ablauf verwendet:

1. Deinterlacing
2. Bildglättung
3. Farbraumtransformation
4. Schwellwertbinarisierung
5. Segmentierung und Ellipsenbestimmung

#### Deinterlacing

Die verwendeten Kameras erzeugen ein analoges Videosignal nach dem Fernsehstandard PAL. Es war daher nötig, vor der Verarbeitung der Bilder ein Deinterlacing vorzunehmen. Der verwendete Framegrabber wurde daher so konfiguriert, dass anstelle von 25 Vollbildern pro Sekunde mit einer Größe von  $720 \times 576$  px die jeweiligen Halbbilder mit doppelter Bildfrequenz ausgegeben wurden, also 50 Halbbilder mit einer Größe von  $720 \times 288$  px.

Da allerdings bei der Kalibrierung der Kameras die Vollbilder verwendet wurden, muss nun ein weiterer Verarbeitungsschritt erfolgen. Es hat sich als praktikabel erwiesen, die Halbbilder zunächst weiter zu verkleinern auf eine Größe von  $360 \times 288$  px, weil dadurch die Suche nach den Trackingmarkern deutlich beschleunigt wird. Der Genauigkeitsverlust ist nicht problematisch, weil später die Position der Marker noch genauer bestimmt wird. Dafür kommt wieder das unskalierte Halbbild zum Einsatz, wobei immer zu beachten ist, dass Bildkoordinaten noch vom Halbbild in das Vollbild transformiert werden müssen und zwar abhängig davon, ob es sich um ein gerades oder ein ungerades Halbbild handelt:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} x \\ 2y + a \end{pmatrix},$$

wobei  $a = 0$  in geraden Halbbildern und  $a = 1$  in ungeraden Halbbildern. Darauf wird aber an den entsprechenden Stellen genauer eingegangen.

Alternativ ist es auch möglich, diese Abbildung zunächst direkt auf die Halbbilder anzuwenden und sie so wieder auf die volle Größe von  $720 \times 576$  px zu skalieren. Dann entfällt die Behandlung der verschiedenen Bildgrößen in den weiteren Schritten.

#### Farbraumanalyse

Um herauszufinden welcher Farbraum am besten geeignet ist, wurden verschiedene Trackingmarker bei verschiedenen Beleuchtungssituationen mit den Trackingkameras fotografiert. Ein Beispiel für eine solche Aufnahme ist in Abbildung 3.14 auf Seite 33 zu sehen. Die Bilder wurden manuell segmentiert und dann die Verteilung der Pixel in den Farbräumen RGB, HSV und CMYK untersucht. Da in den Bildern der verwendeten Kameras in dunklen Bildbereichen ein deutliches Farbrauschen auftritt und außerdem das Papier, auf das die blauen Punkte gedruckt sind, bisweilen auch einen bläulichen Farbton aufweist, wurden fünf Klassen gebildet:

- Vordergrund (Blaue Punkte)
- Bläuliches Papier
- Weißes Papier
- Schatten
- Hintergrund (einschließlich der Schatten)

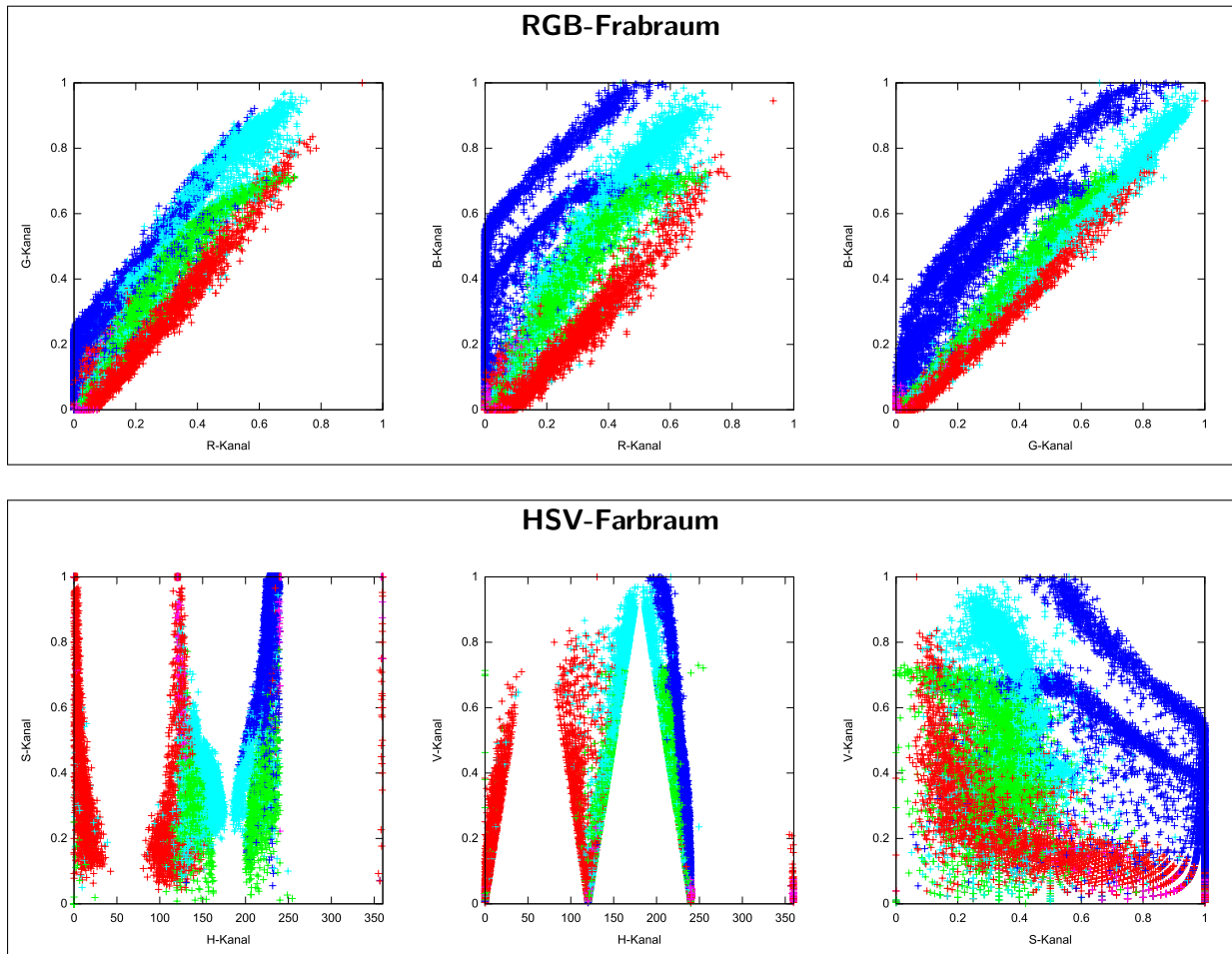


Abbildung 3.34: In mehreren Bildern von blauen Markern, aufgenommen bei unterschiedlicher Beleuchtung und mit verschiedenen Kameras, wurden die Marker manuell segmentiert. Aus diesem Bildern wurden dann zufällig Pixel ausgewählt und ihr RGB-Farbwert in verschiedenen Farbräume konvertiert. Hier sind die Farbwerte als Scatterplot dargestellt. Die roten Markierungen entsprechen dem Bildhintergrund, die blauen Markierungen den blauen Punkten, Markierungen in Türkis entsprechen bläulich gefärbtem Papier, grüne Markierungen weißem Papier und hellrote Markierungen den Schatten im Bild. Es muss also getrennt werden zwischen blauen Markierungen und allen übrigen. Bemerkenswert ist, dass der HSV-Farbraum, der für die Trennung nach Farbton prädestiniert sein sollte, keine saubere Trennung ermöglicht.

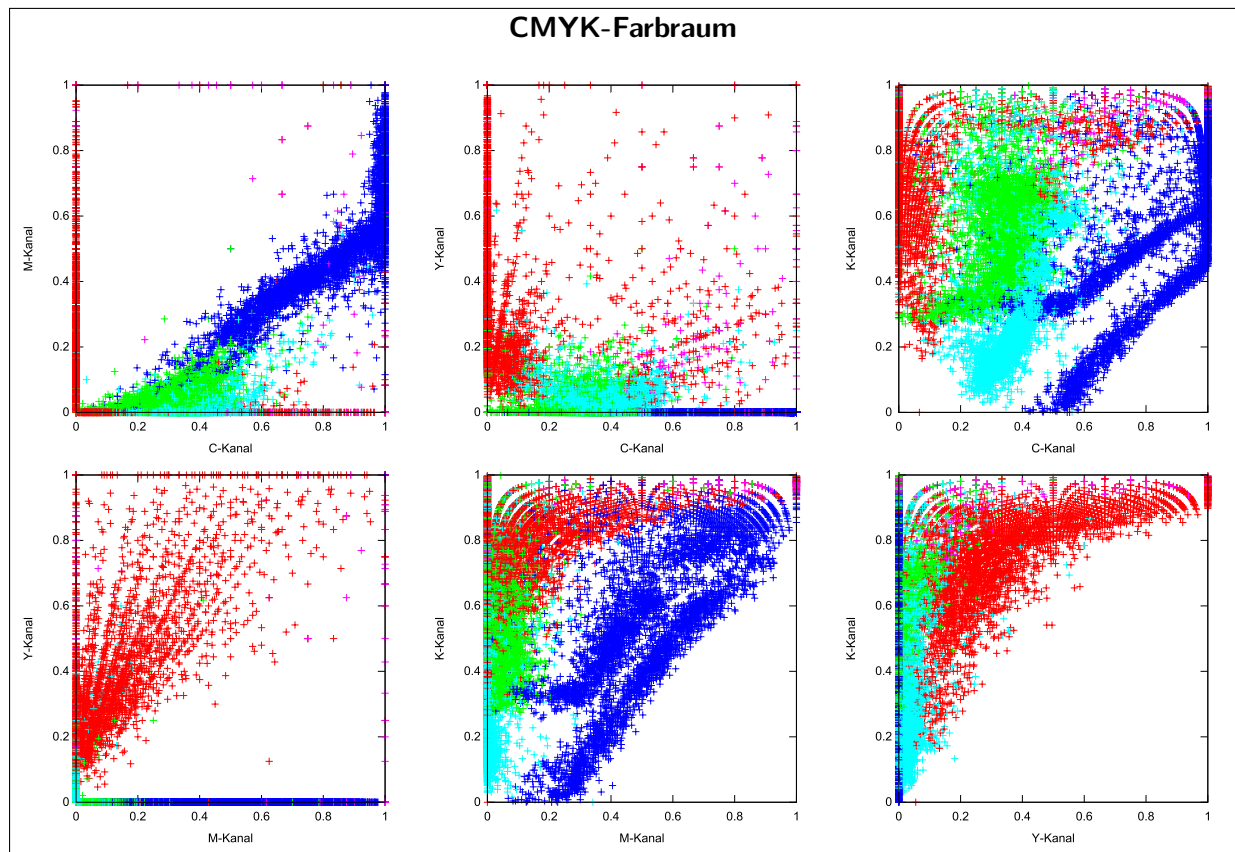


Abbildung 3.34 (Fortsetzung) – Demgegenüber ist diese Separierung im CMYK-Farbraum relativ einfach möglich, wie in Abbildung 3.34 gezeigt wird.

In Abbildung 3.34 sind die Verteilung der Pixelfarben der fünf Klassen in den drei Farbräume RGB, HSV und CMYK aufgetragen. Man würde erwarten, dass man ein blaues Objekt von einem nicht-blauen Hintergrund im HSV-Farbraum relativ einfach durch Schwellwertbildung trennen kann. Allerdings funktioniert das nicht. Man könnte zwar zwischen Vordergrund und Hintergrund unterscheiden, würde allerdings relativ häufig falsch klassifizieren, weil sich die übrigen drei Klassen in der Spalte zwischen Vordergrund und Hintergrund befinden.

Im CMYK-Farbraum dagegen fällt auf, dass sich die Vordergrund- und Hintergrundpixel häufig an den Achsen der Diagramme finden, was einem Farbwert nahe bei Null entspricht. Insbesondere ist das bei den Kanälen Cyan und Magenta der Fall. Es hat sich als sinnvoll erwiesen, Pixel als „Blauer Marker“ zu klassifizieren, wenn

$$c > m \quad \text{und} \quad m > \frac{38}{255}.$$

In Abbildung 3.34 ist an einem Beispielbild die Auswirkung der beiden Bedingungen dargestellt.

Ein äquivalentes Kriterium ließe sich auch im RGB- oder CMYK-Farbraum formulieren, wäre dort aber komplexer.

## Segmentierung

Im weiteren Verlauf wird das binarisierte Bild segmentiert. Dann werden zu jedem Segment bestimmte geometrische Eigenschaften berechnet (Flächeninhalt  $A$  und Umfang  $U$ ) und alle Segmente aussortiert, die folgenden Bedingungen nicht genügen:

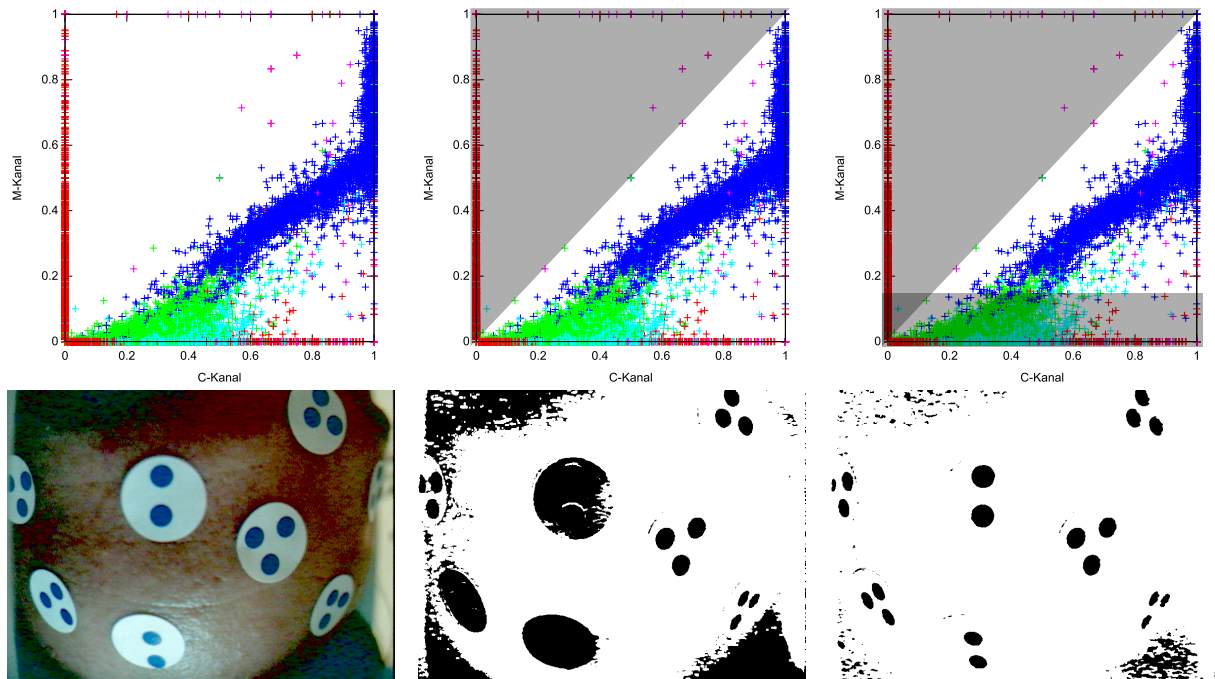


Abbildung 3.34: Binarisierung durch Filterung im CMYK-Farbraum: Zunächst werden alle Pixel mit  $c \leq m$  ausgeschlossen, anschließend alle Pixel mit  $m \leq 38$ .

- Der Flächeninhalt  $A$  muss innerhalb bestimmter Grenzen liegen.
- Die Kompaktheit  $c = \frac{U^2}{4\pi A}$ , die die Kreisförmigkeit eines Segments beschreibt, muss genügend klein sein.

Danach bleiben in der Regel noch einige Segmente übrig, die nach Fehlklassifikationen in verrauschten Bereichen des Bildes entstanden sind. Sie werden aber im nächsten Schritt erkannt und aussortiert.

### 3.3.5 2D-Tracking und Stereozuordnung

In den bisher beschriebenen Schritten wurden die Bilder der Kameras analysiert, ohne dafür Vorwissen aus früheren Bildern oder sogar aus der Stereokonfiguration abgeleitete Informationen zu nutzen. Das passiert in diesem Abschnitt. Ein Trackingverfahren wird verwendet, um in den Bildern die segmentierten blauen Trackingmarker zu verfolgen und um sie von fehlerhaft erkannten Segmenten zu unterscheiden. Darüber wird außerdem Wissen aus der Analyse des letzten Bildes bei der Analyse des vorliegenden Bildes greifbar.

Anschließend werden die Trackingmarker aus den Bildern der einzelnen Kameras einander zugeordnet, subpixelgenau Ellipsen an die Konturen der Marker angepasst und mit Hilfe dieser Ellipsen die Mittelpunkte der Marker im Raum rekonstruiert.

#### 2D-Tracking

Aus zwei aufeinanderfolgenden Bildern wurden die Trackingmarker segmentiert. Um nun die Frage beantworten zu können, welcher Marker aus dem früheren Bild welchem im späteren Bild entspricht, verwendet man ein Prädiktions- und Zuordnungsverfahren. Die rege Forschungstätigkeit auf diesem Gebiet hat zu einem großen Fundus an Verfahren unterschiedlicher Komplexität und unterschiedlicher Güte geführt. Genannt seien hier beispielsweise das bereits erwähnte Kálmán-Filter [84] oder



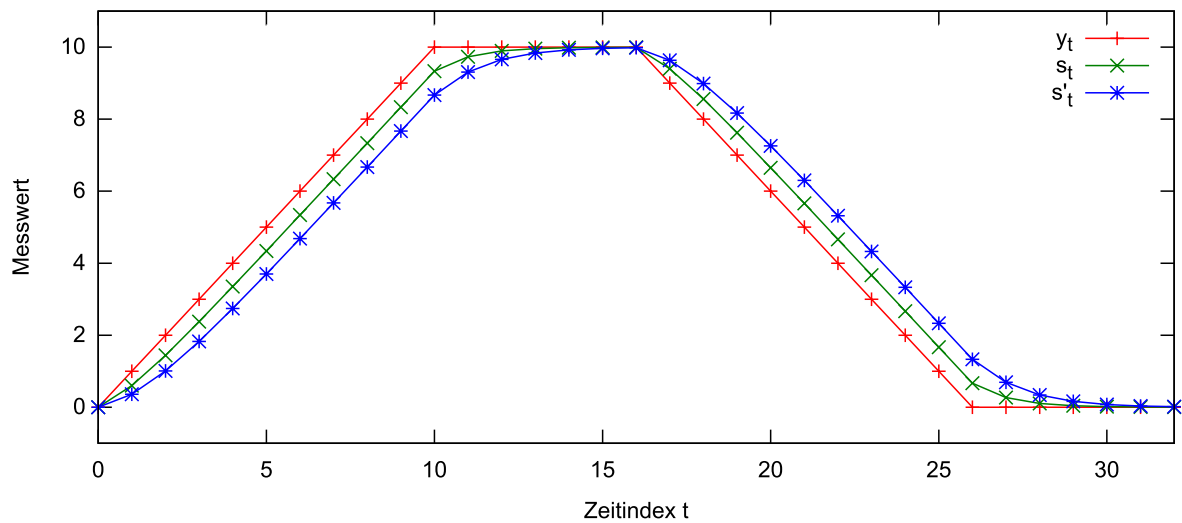


Abbildung 3.35: Für die Messreihe  $y_t$  (rot), bestehend aus zwei linearen Rampen und zwei Plateaus, sind hier für einen Glättungsfaktor von  $\alpha = 0.6$  die aus der doppelten Exponentiellen Glättung resultierenden Datenreihen  $y_t$  und  $y'_t$  dargestellt. Man sieht deutlich, dass die zwei geglätteten Reihen (grün und blau) gegenüber der ursprünglichen Messreihe verzögert sind.

Algorithmen auf Basis der sequenziellen Monte-Carlo-Methode, auch bekannt unter dem Namen „Partikelfilter“ [64].

In dieser Arbeit kommt eine Variante der doppelten exponentiellen Glättung zum Einsatz. Dabei handelt es sich um ein Prädiktionsverfahren für diskrete Messreihen mit festem Zeitinkrement. Es konnte gezeigt werden, dass es dem Kálmán-Filter vergleichbare Ergebnisse liefert bei deutlich geringerem Rechenaufwand [93]. Weil das ursprüngliche Verfahren für diskrete Messreihen mit festem Zeitinkrement definiert ist, wurde es umformuliert, um auch für Messreihen mit variablem Zeitinkrement einsetzbar zu sein. Zunächst soll aber das unveränderte Verfahren erklärt werden.

#### Doppelte exponentielle Glättung

Das Verfahren teilt sich in zwei Hälften: zunächst werden die Messwerte einer Messreihe geglättet. Aus dieser geglätteten Messreihe werden dann die Parameter einer Ausgleichsgeraden geschätzt. Dadurch werden Messwertprädiktionen ermöglicht.

Für eine Messreihe  $y_t \in \mathbb{R}$ ,  $t \in \mathbb{N}$  soll also eine Approximation durch eine Gerade  $y = mx + n$  bestimmt und die Parameter dieser Geraden nach jedem Messwert aktualisiert werden. Dabei bekommen ältere Messwerte einen schwächeren Einfluß auf die Schätzung der Geradenparameter als aktuelle Messwerte, abhängig vom Glättungsfaktor  $\alpha \in [0, 1]$ .

Seien  $m_{t-1}$  und  $n_{t-1}$  die Schätzwerte für die Variablen  $m$  und  $n$  zum Zeitpunkt  $t - 1$ . Der neue Messwert zum Zeitpunkt  $t$  sei  $y_t$ . Mit einer exponentiellen Glättung werden zunächst die  $y_t$  geglättet, und dies mit den geglätteten Werten wiederholt. Man bestimmt also

$$\begin{aligned} s_t &= \alpha y_t + (1 - \alpha) s_{t-1} \\ s'_t &= \alpha s_t + (1 - \alpha) s'_{t-1}. \end{aligned}$$

Man erhält zwei Messreihen, die von der ursprünglichen abgeleitet sind, und das Signalrauschen in  $y_t$  abhängig von Faktor  $\alpha$  unterdrücken. Dabei ist, wie es für die exponentielle Glättung typisch ist, die



erste Reihe  $s_t$  gegenüber der ursprünglichen Messreihe  $y_t$  verzögert, die zweite Reihe  $s'_t$  ist nochmals gegenüber der ersten Reihe  $s_t$ . Das ist in Abbildung 3.35 exemplarisch dargestellt.

Man kann zeigen, dass die Differenz zwischen den beiden Messreihen  $s_t - s'_t$  äquivalent zur Steigung von  $y_t$  ist, und entsprechend die Parameter einer Ausgleichsgeraden schätzen mit

$$\begin{aligned} m_t &= \frac{\alpha}{1-\alpha}(s_t - s'_t) \\ n_t &= 2s_t - s'_t - tm_t. \end{aligned}$$

Dafür sei beispielsweise auf die Arbeit von LaViola jr. [93] verwiesen.

Mit dieser Ausgleichsgeraden kann man den gefilterten Messwert zum Zeitpunkt  $t$  errechnen mit

$$y_t^* = m_t t + n_t.$$

Außerdem kann man den nächsten Messwert vorhersagen mit

$$y_{t+1}^* = m_t(t+1) + n_t,$$

was man umformen kann zu

$$y_{t+1}^* = 2s_t - s'_{t-1}.$$

### Doppelte exponentielle Glättung für diskrete Messreihen mit variablem Zeitinkrement

Zur Bildaufnahme kommen in dieser Arbeit nichtsynchronisierte Kameras zum Einsatz. Aus diesem Grund, und um mit eventuell nichtausgewerteten Bildpaaren umgehen zu können, kann nicht von einem festen Zeitinkrement ausgegangen werden. Um mit Messreihen mit variablem Zeitinkrement umgehen zu können, wurde die doppelte exponentielle Glättung umformuliert. Das entstandene Verfahren wird im Folgenden beschrieben.

Die grundlegende Idee des Verfahrens ist, die Messwerte der Messreihe zusammen mit dem Messzeitpunkt in einer Liste zu speichern. Dann kann, ähnlich wie bei der doppelten exponentiellen Glättung, eine gewichtete lineare Approximation durchgeführt werden. Die Gewichte werden allerdings nach dem Alter der Messwerte bestimmt und nicht nach deren Position in der Liste. Messwerte, deren Gewicht zu gering ist um noch einen wesentlichen Einfluss auf die Approximation zu haben, werden aus der Liste entfernt.

Die Messreihe  $z_n = (y_n, t_n) \in \mathbb{R}^2$  besteht aus einer Folge von Messwerten  $y_n$  mit dem Messzeitpunkt  $t_n$ . Sie werden in einer Liste gespeichert, die maximal  $m$  Elemente enthalten soll. Der Wert  $m$  hängt dabei von der Art der Messreihe und dem Glättungsfaktor  $\alpha$  ab und muss günstig gewählt werden. Außerdem ist zu beachten, dass für eine Liste  $(z_{n-m}, z_{n-m+1}, \dots, z_n)$  das älteste Element genügend alt ist, also  $t_n - t_{n-m}$  stets genügen groß ist.

Aus der Herleitung der exponentiellen Glättung folgt, dass ein Element  $y_i$  mit dem Gewicht  $\alpha^{t_n - t_i}$  eingeht, das Gewicht also umso schwächer ist, je älter der Messwert ist. Es wird nun ein Polynom vom Grad  $b$  bestimmt. Dem ursprünglichen Ansatz folgend, bei dem eine Gerade approximiert wird, müsste  $b = 1$  sein. Abhängig von der Natur der Messwerte kann hier aber jeder beliebige Grad gewählt werden und prinzipiell wäre es auch möglich, das Polynom durch beliebige andere Funktionen zu ersetzen. Beispielsweise würde mit Grad  $b = 2$  eine quadratische Funktion approximiert, wodurch auch die zweite Ableitung der Veränderung der Messwerte mitbetrachtet würde.

Zur Bestimmung des Polynoms wird die Methode der kleinsten Quadrate verwendet, wobei die Gewichte beachtet werden müssen. Das Polynom kann dann verwendet werden, um den Messwert zum Zeitpunkt  $\tau$  vorherzusagen.

Gesucht wird ein Polynom

$$p(x) = \sum_{i=0}^b m_i x^i = m_b x^b + \dots + m_2 x^2 + m_1 x + m_0,$$

das den Fehlerterm

$$E^2 = \sum_n (p(t_n) - y_n)^2$$

minimiert. Analog dazu, wie bereits Ellipsen und Kugeln bestimmt wurden, ist auch hier ein Gleichungssystem  $Ax = b$  zu lösen mit

$$Ax = \begin{pmatrix} 1 & t_1 & \dots & t_1^b \\ 1 & t_2 & \dots & t_2^b \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & t_n & \dots & t_n^b \end{pmatrix} \begin{pmatrix} m_0 \\ m_1 \\ \vdots \\ m_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{pmatrix} = b.$$

Nach Multiplikation mit der Transponierten von  $A$  erhalten wir mit  $A^T Ax = A^T b$  die Elemente des Fehlerterms  $E^2$ . Zu dieser Gleichung kann mit der Singulärwertzerlegung die Lösung gefunden werden. OpenCV bietet eine entsprechende Funktion an.

Seien nun  $w_n \in \mathbb{R}_+$  Gewichte für die einzelnen Messwerte  $(y_n, t_n)$ . Die Gewichte seien ausserdem normalisiert, so dass  $\sum_n w_n = 1$ . Dann ändert sich der Fehlerterm zu

$$E_w^2 = \sum_n w_n (p(t_n) - y_n)^2$$

und folglich das Gleichungssystem zu

$$A_w x = \begin{pmatrix} w_1 & w_1 t_1 & \dots & w_1 t_1^b \\ w_2 & w_2 t_2 & \dots & w_2 t_2^b \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_n & w_n t_n & \dots & w_n t_n^b \end{pmatrix} \begin{pmatrix} m_0 \\ m_1 \\ \vdots \\ m_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} w_1 y_1 \\ w_2 y_2 \\ \vdots \\ w_n y_n \end{pmatrix} = b_w.$$

Die Lösung findet man wie bereits beschrieben.

Diese Methode kann zur Vorhersage von vektoriellen Größen verwendet werden. Man wendet sie dann einfach komponentenweise an. Wichtig ist allerdings, dass die gewählte Ausgleichsfunktion zu den betreffenden Daten passt. Ein lineares Verhalten der Daten ist also wichtig: Wenn es sich dabei um die Rotation eines Objektes handelt, ist Vorsicht angebracht. Darauf wird in Abschnitt 3.3.7 genauer eingegangen.

### Prädiktion und Zuordnung

Das beschriebene Prädiktionsverfahren wird verwendet, um die segmentierten Trackingmarker in den Bildern einer Kamera zu verfolgen. Die aus den vergangenen 10 Bildern gewonnenen Informationen werden genutzt, um eine Vorhersage zu machen, wo die Marker im aktuellen Bild zu sehen sein müssten. Zur Vorhersage verwendet die eben beschriebene Methode. 10 Bilder entsprechen ungefähr einer halben Sekunde, und decken ungefähr den Zeitbereich ab, in dem für die Prädiktion relevante Bewegungen des Markers auftreten.

Die ungarische Methode wird verwendet, um die Punkte eines Bildes anhand der vorhergesagten Position den Punkten des nächsten Bildes zuzuordnen. Dabei darf eine Zuordnung nur erfolgen, wenn Vorhersage und detektierter Punkt nahe genug beieinander liegen. Das Plausibilitätskriterium, wie es in Abschnitt 3.3.3 beschrieben wurde, ist also ein einfacher Schwellwert auf der euklidischen Distanz.

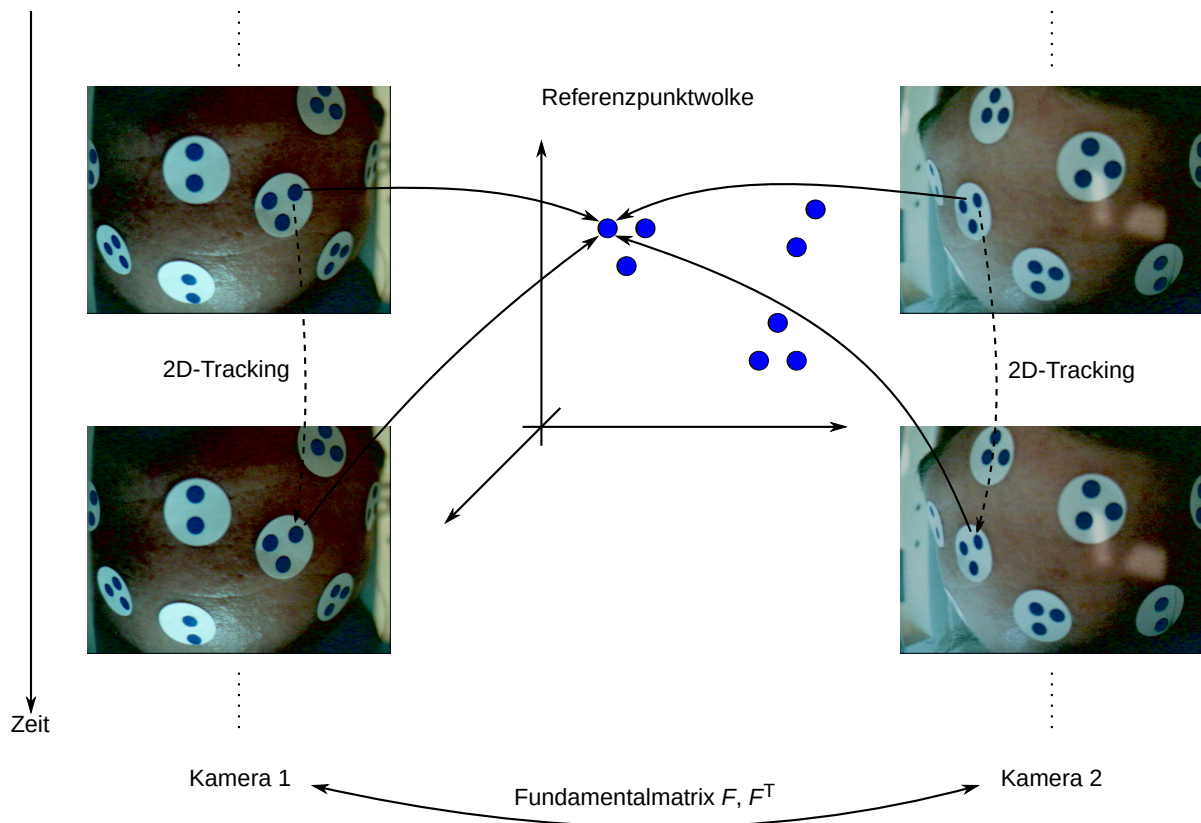


Abbildung 3.36: Aus den Punkten, die im ersten untersuchten Bildpaar zu sehen sind, wird eine Referenzpunkt wolke bestimmt. Über ein 2D-Trackingverfahren wird die Information, welcher Marker zu welchem Referenzpunkt gehört, von Bildpaar zu Bildpaar weitergereicht.

Es wird anschließend eine Liste von Punkten gebildet, in die nur diejenigen Punkte eingetragen werden, die wenigstens in den vergangenen 10 Bildern zu sehen waren. Dadurch werden die fehlerhaft detektierten Segmente aussortiert, die üblicherweise in dunklen Bildbereichen gefunden werden, weil sie aus dem Farbrauschen resultieren und deswegen nicht stabil an einer Stelle zu sehen sind. Die Zahl 10 hat sich als guter Kompromiss gezeigt. Es werden dadurch flackernde Erscheinungen gut ausgefiltert, andererseits die Detektion neuer Punkte nicht zu sehr verzögert.

Weiterhin wird beim 2D-Tracking nach der Zuordnung die Information, welchem 3D-Punkt ein 2D-Punkt entspricht, von Bild zu Bild weitergereicht. Das erleichtert im weiteren Verlauf auch die Stereozuordnung. Dieses Vorgehen ist Abbildung 3.36 dargestellt.

### Stereozuordnung

In diesem Schritt werden die Daten zusammengefügt, die aus den Bildern der einzelnen Kameras gewonnen wurden. Für eine Liste von Punkten im Bild der ersten Kamera  $P = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$  und eine Liste von Punkten im Bild der zweiten Kamera  $Q = \{q_1, q_2, \dots, q_m\}$  muss die Frage beantwortet werden, welcher Punkt aus  $P$  welchem Punkt aus  $Q$  zugeordnet werden muss, weil er zum selben Trackingmarker gehört.

Diese Aufgabe ist für den menschlichen Sehapparat sehr einfach zu lösen. Wir können uns, auch wegen den Markern, gut in den Bildern orientieren und lösen diese Aufgabe ohne Anstrengung. Bekanntermaßen ist es für viele von uns kein Problem in Bildern, die offensichtlich nur Rauschen

enthalten, sogenannten Zufallspunktstereogrammen, Korrespondenzen zu finden. Es soll nun geklärt werden, wie das Problem der Korrespondenzsuche algorithmisch gelöst werden kann.

Wichtig ist hier, dass kein dichtes Stereomatching erfolgen soll. Es ist nicht das Ziel, zu jedem Pixel eines der Bilder sagen zu können, mit welchem Pixel des anderen Bildes dieses Pixel korrespondiert. Es ist lediglich wichtig, für die Marker in den Bildern die Aussage treffen zu können ob, und wenn ja mit welchem der Marker im anderen Bild diese korrespondieren.

Ein erster Ansatz wäre beispielsweise, dies nur über die Epipolargeometrie lösen zu wollen. Dies würde in vielen Fällen funktionieren: Für korrekt zugeordnete Punkte ist der Epipolarabstand  $\text{hom}_2(p_i)^T F \text{hom}_2(q_j)$  klein. Aus einer mit dem Epipolarabstand aller Punktpaare gefüllten Distanzmatrix würde der ungarische Algorithmus, unter Verwendung eines Schwellwerts auf dem Epipolarfehler als Plausibilitätskriterium, häufig die richtigen Zuordnungen bestimmen. Da allerdings die Bilder der verwendeten Kameras relativ stark verrauscht sind, würden Punkte, die auf nahen Epipolarebenen liegen, sehr häufig vertauscht werden und die Zuordnungen unkontrolliert hin- und herzappeln. Das ist für ein stabiles Tracking nicht akzeptabel. Dieses Verfahren wurde deshalb verworfen.

Schwald schlägt in seiner Arbeit vor, basierend auf dem Epipolarabstand alle Punkte zuzuordnen, deren Epipolarabstand hinreichend klein ist [158]. Dadurch wird ein Punkt des einen Bildes unter Umständen auch mehreren Punkten des anderen Bildes zugeordnet. Das ist sinnvoll, wenn die Konfiguration der Punkte im Raum nicht planar ist, somit also Marker sich verdecken können. Wenn dann die Anordnung der Punkte während des Trackings bekannt ist, ist es einfach, aus der (fehlerbehafteten) Punktwolke die korrekten Referenzpunkte herauszusuchen. Im vorliegenden Fall wird aber die Referenzpunktwolke erst während des Trackings erstellt. Korrekte Stereozuordnungen sind also unbedingt nötig.

Folgende Bedingungen müssen durch eine korrekte Zuordnung erfüllt werden:

1. Das Epipolarkriterium  $\text{hom}_2(p_i)^T F \text{hom}_2(q_j) = 0$  darf nicht verletzt werden.
2. Punkte, die im Raum entlang einer Geraden liegen, ändern in der Projektion ihre Reihenfolge nicht [194].

Es wird nun ein Verfahren gesucht, das eine gültige Zuordnung bestimmt. Folgender dreistufige Algorithmus wird dafür vorgeschlagen:

#### Liste der möglichen Zuordnungen

Im ersten Schritt wird eine Liste von 3D-Punkten aufgebaut, ähnlich wie Schwald [158] es beschreibt: Aus ausnahmslos allen Punktpaaren  $p_i$  und  $q_j$  werden diejenigen ausgewählt, die

- das Epipolarkriterium nicht zu sehr verletzen:  $\text{hom}_2(p_i)^T F \text{hom}_2(q_j) < \delta$ , und die
- im vorherigen Bildpaar nicht anderen Bildpunkten zugeordnet waren.

Diese Punktpaare werden rekonstruiert und in die Liste eingetragen. Es werden also Punkte aus dem Bild der einen durchaus mit mehreren Punkten aus dem Bild der anderen Kamera rekonstruiert. Das ist wichtig, weil die Liste auf jeden Fall alle korrekten Punkte enthalten soll.

Anschließend werden alle Punkte entfernt, die nicht plausibel erscheinen, weil sie

- von einer der beiden Kameras nicht gesehen werden würden (weil sie hinter der Kamera liegen), oder
- weil sie außerhalb eines bestimmten Volumens liegen, das vorher definiert wurde.

Beispielsweise können die Marker im vorliegenden Fall nicht weiter als etwa 25 cm von den Kameras entfernt sein, weil das durch die räumlichen Bedingungen in der Kopfspule des MRT nicht möglich ist. Die Liste enthält nun auf jeden Fall alle korrekten Punkte und eine relativ geringe Zahl von fehlerhaften Punkten. Ein Beispiel für solche eine Menge von Punkten ist in Abbildung 3.37 zu sehen. Schwald beendet die Korrespondenzsuche an diesem Punkt: Da er die Anordnung der Marker bereits kennt, ist es unproblematisch, wenn die Punktwolke noch zusätzliche Punkte enthält.

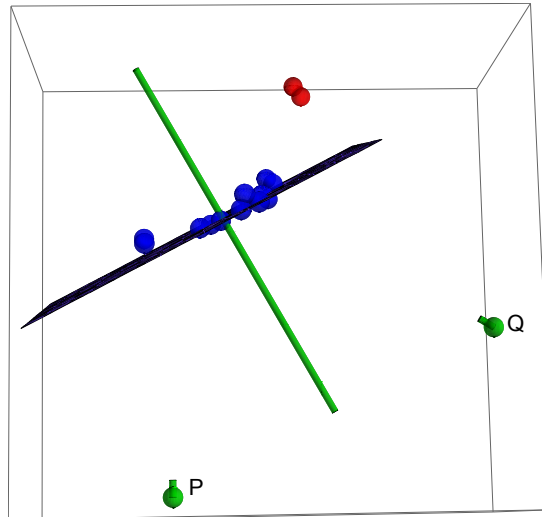


Abbildung 3.37: Aus den Punkten im Bild der ersten Kamera  $P = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$  und den Punkten im Bild der zweiten Kamera  $Q = \{q_1, q_2, \dots, q_m\}$  wird eine Liste von plausiblen Zuordnungen gebildet, indem aus allen möglichen Zuordnungen (einschließlich der falschen Zuordnungen) die wenig plausiblen aussortiert werden. Die Übrigen (alle richtigen Zuordnungen und eine geringe Zahl falscher Zuordnungen) werden rekonstruiert. Man erkennt, dass die meisten Punkte korrekt sind und nur einige wenige fehlerhaft zugeordnet wurden (rot markiert). Die grüne Linie deutet hier die Sichtachse des Kamerasystems an, die beiden grünen Kugeln zeigen die Positionen der Kameras und ihre Blickrichtungen.

Um die zusätzlichen, fehlerhaften Punkte aus der Liste entfernen zu können, wird die Liste nun verwendet, um eine Abbildung vom Bild der ersten Kamera ins Bild der zweiten Kamera zu bestimmen. Das ist in diesem Fall sinnvoll, weil die Trackingmarker auf einer relativ ebenen Fläche, der Stirn eines Menschen, aufgeklebt sind.

### Homographie

Es seien  $v_d^{(i)} \in \mathbb{R}^3$ ,  $i \in \{1, 2\}$ , die Blickrichtungen der Kameras, und  $o_i \in \mathbb{R}^3$  die Kamerazentren. Dann nennen wir den Punkt  $o = \frac{1}{2}(o_1 + o_2)$  das Zentrum des Kamerasystems und  $d = \frac{1}{2}(v_d^{(1)} + v_d^{(2)})$  die Blickrichtung des Kamerasystems. Es wird nun eine Ebene gesucht, die es erlaubt, Punkte aus dem Bild der ersten Kamera in das Bild der zweiten Kamera abzubilden.

Diese Ebene soll senkrecht zur Blickachse des Kamerasystems liegen und umgangssprachlich „in der Nähe der meisten Punkte der Punktwolke“. Dazu werden alle Punkte auf die Blickachse des Kamerasystems projiziert, geordnet und der Median ausgewählt.

Für ein  $c \in \mathbb{R}$  ist  $p = cd + b \in \mathbb{R}^3$  ein Punkt auf der Blickachse des Kamerasystems. Je größer  $c$ , desto weiter ist  $p$  von den Kameras entfernt. Für einen beliebigen Punkt  $q \in \mathbb{R}^3$  gibt es eine Ebene senkrecht zur Blickachse mit der Gleichung  $dq + e = 0$ . Daraus folgt, dass für einen beliebigen Punkt  $q$  der Fußpunkt auf der Sichtachse des Kamerasystems der Punkt  $p = cd + b$  mit

$$c = \frac{dq - db}{dd^\top}$$

ist. Für alle Punkte aus der Punktwolke wird der Faktor bestimmt, die Punkte danach sortiert, und der Median ausgewählt. Anschließend wird die Ebene bestimmt, die senkrecht zur Blickachse des Kamerasystems liegt und die diesen Medianpunkt beinhaltet.

Diese Ebene kann nur verwendet werden, um Punkte aus dem Bild der einen Kamera in das Bild der anderen Kamera zu projizieren. Das geht entweder, indem man einen Strahl durch das Kamerazentrum und den Punkt auf der Bildebene der einen Kamera bestimmt, diesen Strahl mit der Ebene schneidet, und den Schnittpunkt dann in das Bild der anderen Kamera projiziert.

Alternativ kann man aus der Ebenengleichung eine Homographiematrix ableiten. Ein Verfahren dazu wird von Hartley und Zisserman beschrieben ([66], Kapitel 13).

Allgemein sei nun mit  $\text{proj}_e : \mathbb{R}^2 \mapsto \mathbb{R}^2$  die Abbildung bezeichnet, die einen Punkt im Bild der ersten Kamera in das Bild der zweiten Kamera abbildet unter Verwendung der Ebene  $e$ , unabhängig von der tatsächlichen Implementierung.  $\text{proj}_e^{-1} : \mathbb{R}^2 \mapsto \mathbb{R}^2$  beschreibt entsprechend die Projektion in umgekehrter Richtung.

#### Zuordnung

Für alle Punkte im Bild der ersten Kamera  $P = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$  und alle Punkte im Bild der zweiten Kamera  $Q = \{q_1, q_2, \dots, q_m\}$  wird nun eine Distanzmatrix  $A \in \mathbb{R}_+^{n \times m}$  gebildet. Dabei ist die Distanz zwischen zwei Punkten  $p_i$  und  $q_j$

$$d_{i,j} = \frac{1}{2} \left( |\text{proj}_e(p_i) - q_j|_2 + |\text{proj}_e^{-1}(q_j) - p_i|_2 \right).$$

Es wird also der Punkt in das Bild der anderen Kamera projiziert und die Distanz zum dortigen Punkt bestimmt. Diese Matrix dient später als Eingabe für die beschriebene Variante des ungarischen Algorithmus (Abschnitt 3.3.3). Als Plausibilitätskriterium kommt wiederum ein Schwellwert zum Einsatz, wobei zusätzlich geprüft wird, welchem Punkt der Referenzpunktwolke die beiden betrachteten Punkte entsprechen. Die Zuordnung gilt als plausibel, wenn die Distanz  $d_{i,j}$  klein genug ist und beide Punkte entweder im vorigen Bildpaar keinem Referenzpunkt oder beide dem gleichen Referenzpunkt zugeordnet waren.

In Abbildung 3.38 ist zu sehen, wie die Zuordnung über eine Projektionsebene für die Punktwolke aus Abbildung 3.37 funktioniert.

#### Ellipsenanpassung

Zunächst müssen noch zu allen detektierten und zugeordneten Trackingmarkern in den Kamerabildern Ellipsen bestimmt werden. Dazu kommt eine Variante des radialstrahlbasierten Verfahrens zum Einsatz, das in Abschnitt 3.3.3 beschrieben wurde. Allerdings wurden die Parameter angepasst, damit die Bildauswertung nicht zu lange dauert. Wie in Abbildung 3.39 zu sehen ist, sind die Kanten um die Trackingmarker, die blau auf weißem Papier gedruckt sind, sehr deutlich zu erkennen. Wegen der fehlenden Krümmung kommt es zu keinerlei Oberflächenreflexionen. Außerdem werfen die Marker keine Schatten, es muss also nicht zwischen Kanten an der Markergrenze und Kanten an Schatten unterschieden werden.

Daher wurde die Zahl der Strahlen auf  $n = 12$  reduziert, um die Auswertung zu beschleunigen. Da es keine Schatten und Reflexionen gibt, kann die Ellipse deutlich schneller wachsen. Entsprechend wurde für die Standardabweichung  $\sigma = 0.3$  gewählt.

### 3.3.6 3D-Rekonstruktion von Kreisprojektionen

Die verwendeten Trackingmarker sind kreisförmig. Um präzise die Position eines Markers verfolgen zu können, muss dessen Mittelpunkt im Bild wie im Raum möglichst genau bekannt sein. Bei Kugeln ist dies mathematisch relativ einfach. Bei flachen Markern muss ein etwas aufwändigeres Verfahren eingesetzt werden. Das soll nun beschrieben werden.

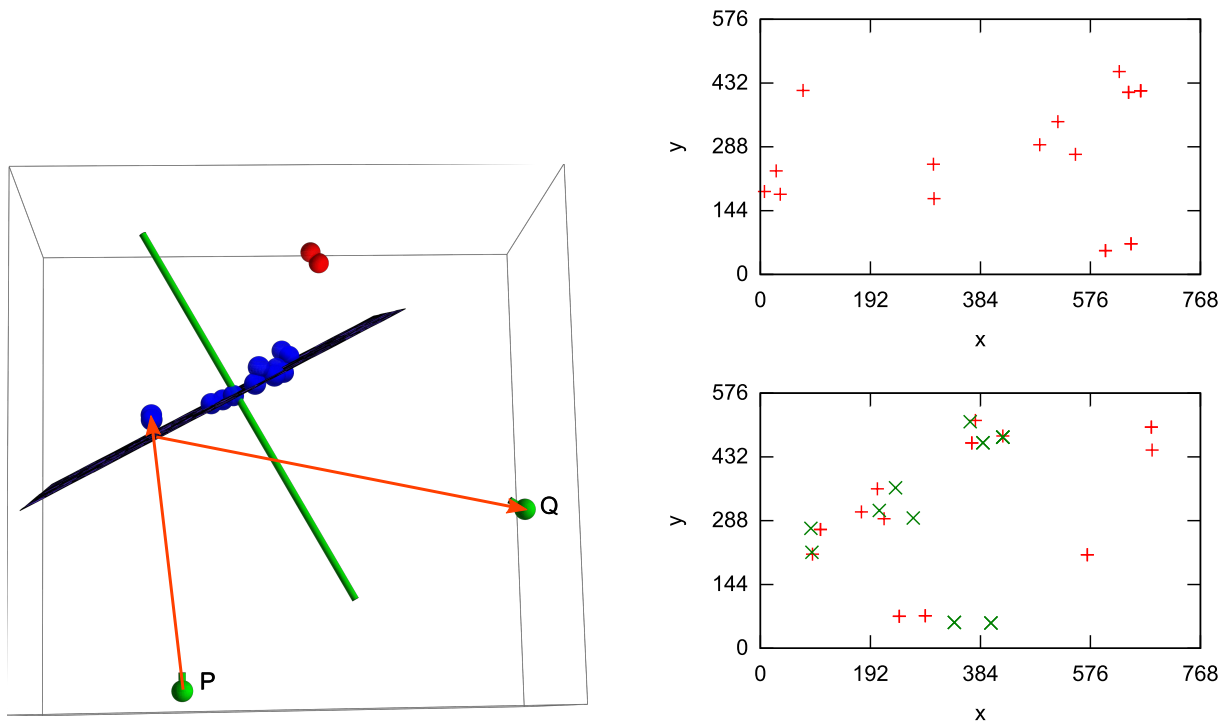


Abbildung 3.38: Zu der Punktwolke aus Abbildung 3.37 wurde mit dem in Abschnitt 3.3.5 beschriebenen Verfahren eine Projektionsebene berechnet (links) und mit dieser die Punkte aus dem Bild der ersten Kamera (rechts oben) in das Bild der zweiten Kamera (rechts unten, grüne Markierungen) abgebildet. Sie können mit der ungarischen Methode leicht zugeordnet werden, wie man zum Beispiel an den beiden nah beieinanderliegenden Punktpaaren unten im Diagramm sieht.

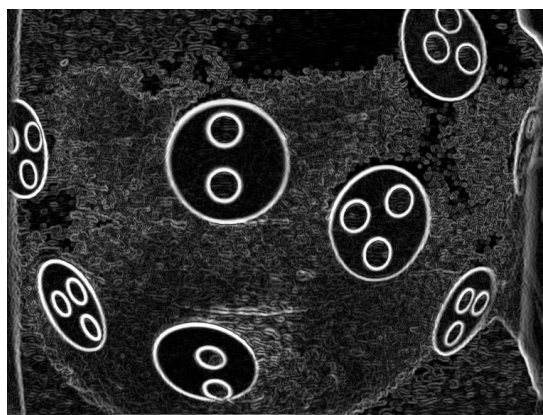


Abbildung 3.39: Im Kantenbild sind um die Trackingmarker deutliche Kanten zu erkennen.

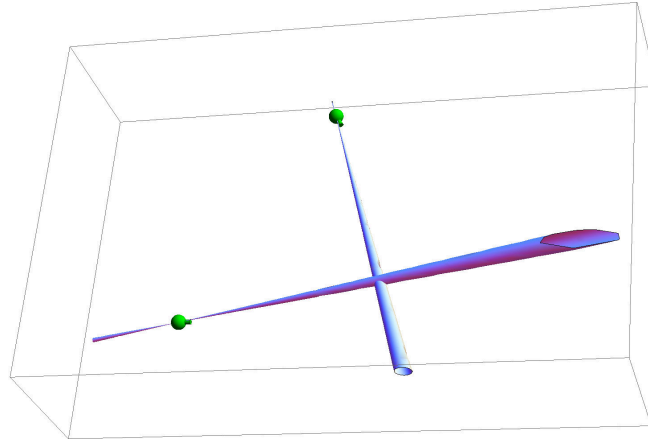


Abbildung 3.40: Die Projektion eines Kreises im Raum ist eine Ellipse. Die Ellipsen spannen mit dem Kamerazentrum (grün) Kegel auf, die sich am Ort des ursprünglichen Kreises schneiden.

Ein beliebig im Raum positionierter Kreis und das Zentrum einer Kamera bilden einen Kegel. Die Projektion des Kreises auf die Bildfläche ist daher ein Kegelschnitt und damit elliptisch. Im Folgenden soll erklärt werden, wie aus zwei Projektionen eines Kreises auf dessen Position und Lage im Raum geschlossen werden kann. Entsprechende Verfahren wurden 1993 von Ma und 1996 von Quan beschrieben [103, 148]. Die folgende Beschreibung folgt dem Verfahren von Quan.

Für zwei Ellipsen  $\begin{pmatrix} x & y & 1 \end{pmatrix} C_i \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = 0$ ,  $i \in 0, 1$  ist zu bedenken, dass diese im Kamerakoordinatensystem definiert sind. Transformiert man sie in das Weltkoordinatensystem durch

$$A_i = P_i^T C_i P_i,$$

wobei  $P_i$  die Projektionsmatrix der jeweiligen Kamera ist, wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, so definieren die Matrizen  $A_i$  einen Kegel durch

$$Q_i = \begin{pmatrix} x & y & z & 1 \end{pmatrix} A_i \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = 0.$$

Das folgt einfach aus der Anwendung der Projektionsvorschrift des Lochkameramodells. Für ein Beispiel betrachte Abbildung 3.40.

Offensichtlich gilt für den Kreis, der zu beiden Kegeln gehört

$$Q_0 + Q_1 = 0,$$

und ebenso

$$Q_0 + \lambda Q_1 = 0, \lambda \in \mathbb{R}.$$

Gesucht ist nun das  $\lambda$ , für das  $C(\lambda) = A_0 + \lambda A_1$  vom Rang 2 ist, weil die Quadrik  $C(\lambda)$  genau dann zwei unterschiedliche Ebenen beschreibt und offensichtlich der gesuchte Kreis, der als Schnitt der beiden Kegel entsteht, Teil einer dieser beiden Ebenen sein muss. Damit die  $4 \times 4$ -Matrix  $C(\lambda)$  genau Rang 2 hat, muss sie zwei von Null verschiedene Eigenwerte haben und Null als doppelten Eigenwert. Es muss also für die Nullstellen des charakteristischen Polynoms von  $C(\lambda)$

$$\det(C(\lambda) - \mu I_4) = \mu^4 + a_1(\lambda)\mu^3 + a_2(\lambda)\mu^2 + a_3(\lambda)\mu + a_4(\lambda) = 0$$



gelten mit

$$\begin{aligned} a_3(\lambda) &= 0, \\ a_4(\lambda) &= 0, \\ a_2(\lambda) &\neq 0, \\ (a_1(\lambda))^2 - 4a_2(\lambda) &\neq 0. \end{aligned}$$

Betrachtet man  $a_4(\lambda)$ , so fällt auf, dass

$$a_4(\lambda) = \det(C(\lambda)) = \det(A_0 + \lambda A_1) = l_1 \lambda^4 + l_2 \lambda^3 + l_3 \lambda^2 + l_4 \lambda + l_5,$$

wobei die Faktoren  $l_j$  Polynome der Einträge von  $A_0$  und  $A_1$  sind. Da die Matrizen  $A_0$  und  $A_1$   $4 \times 4$ -Matrizen vom Rang 3 sind, also nicht vollen Rang haben, ist

$$\begin{aligned} l_1 &= \det(A_1) = 0, \\ l_5 &= \det(A_0) = 0 \end{aligned}$$

und folglich

$$l_2 \lambda^2 + l_3 \lambda + l_4 = 0. \quad (3.2)$$

Damit  $C(\lambda)$  vom Rang 2 ist, muss

$$\Delta = l_3^2 - 4l_2 l_4 = 0 \quad (3.3)$$

sein. Das folgt aus den Eigenschaften des charakteristischen Polynoms. Ist also  $\Delta \neq 0$ , so existiert kein  $C(\lambda)$  mit Rang 2 und die Ellipsen können nicht korrespondieren.

Aus Gleichung 3.2 folgt wegen Gleichung 3.3 durch Umformen

$$\lambda = \frac{-l_3}{2l_2},$$

weil nach einer doppelten Nullstelle gesucht wird. Mit diesem  $\lambda$  gilt  $C = A_0 + \lambda A_1$ . In Abbildung 3.41 ist die Fläche, die durch  $C$  beschrieben wird, zusammen mit den Kegeln dargestellt.

Um nun die zwei Ebenen, die durch  $C$  beschrieben werden, zu bestimmen, und außerdem herauszufinden, welche davon diejenige ist, auf der sich der Trackingmarker befindet, wird eine Eigenwertanalyse von  $C$  durchgeführt. Man erhält zwei Eigenwerte  $\mu_1, \mu_2 \neq 0$  mit ihren Eigenvektoren  $v_1, v_2 \in \mathbb{R}^4$ . Die Ebenen sind dann gegeben durch

$$p^\top x = (\sqrt{\mu_1} v_1 \pm \sqrt{\mu_2} v_2)^\top \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = 0.$$

Welche die korrekte Ebene ist, findet man heraus, indem man die Kamerazentren  $o_i$  in die beiden Ebenengleichungen einsetzt. Wie in Abbildung 3.41 zu sehen, verläuft die eine Ebene zwischen den beiden Kameras, die andere nicht. Für die korrekte Ebene muss also

$$\text{sgn}(p^\top o_1) = \text{sgn}(p^\top o_2)$$

gelten.

Den Schnittpunkt der Kegel mit der Ebene  $p^\top x = 0$  findet man folgendermaßen: Zunächst wird zum Normalenvektor  $p = (x \ y \ z \ d)^\top$  ein Orthonormalsystem

$$N = \begin{pmatrix} b_{1x} & b_{2x} & b_{3x} \\ b_{1y} & b_{2y} & b_{3y} \\ b_{1z} & b_{2z} & b_{3z} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

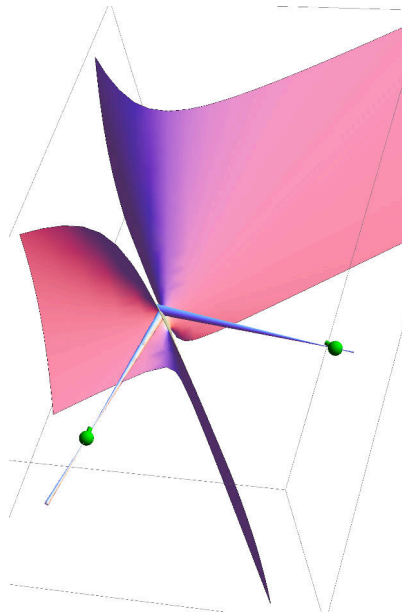


Abbildung 3.41: Zu den zwei Kegeln wird eine Quadrik vom Rang 2 bestimmt. Sie enthält auch die Schnittmenge der beiden Kegel sowie zwei Ebenen, von denen eine die Ebene ist, auf der sich der Trackingmarker befindet.

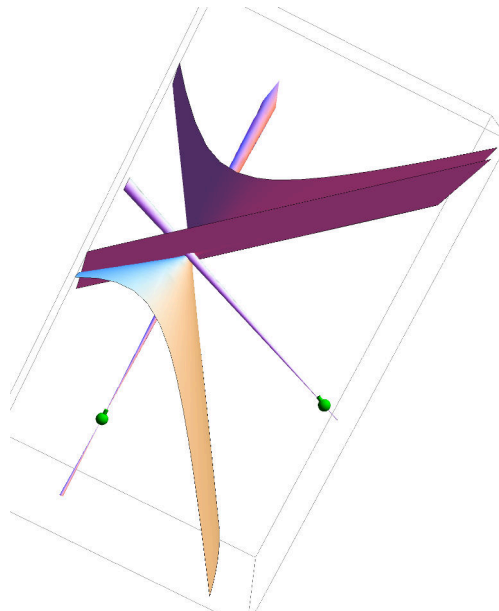


Abbildung 3.42: Wenn die Ebene, auf der sich der Trackingmarker befindet, bestimmt ist, findet man dessen Mittelpunkt, indem man einen der Kegel mit dieser Ebene schneidet.

gesucht, das über den Ausdruck  $\langle b_1, b_2 \rangle + b_3$  dieselbe Ebene aufspannt. Wenn man die Kegel  $A_i$  in diese Basis transformiert, kann man die Transformierten

$$A'_i = N^\top A_i N$$

verwenden, um daraus den Mittelpunkt des Kreises im Koordinatensystem, das durch  $N$  aufgespannt wird, zu bestimmen: Aus der Matrix  $A'_i$  kann man die Ellipsenparameter  $A, B, C, D, E, F \in \mathbb{R}$  bestimmen, wie in Abschnitt 3.3.3 beschrieben. Der Mittelpunkt der Ellipse ist die Stelle, an der der Gradient der Quadrik  $x^\top N x$  verschwindet, also

$$\begin{pmatrix} c'_x \\ c'_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (BE - 2CD)/(4AC - B^2) \\ (DB - 2AE)/(4AC - B^2) \end{pmatrix}.$$

Von den Mittelpunkten beider Ellipsen bildet man den Mittelwert und transformiert diesen durch Multiplikation mit  $N$  zurück ins Weltkoordinatensystem

$$\begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ 1 \end{pmatrix} = N^\top \begin{pmatrix} c'_x \\ c'_y \\ 1 \end{pmatrix}.$$

Damit hat man aus zwei Ellipsen, die die Projektion eines Kreises im Raum sind, den Mittelpunkt des Kreises im Raum rekonstruiert.

### 3.3.7 3D-Tracking und Posenberechnung

In den bisher beschriebenen Abschnitten wurden aus einem (annähernd) zeitgleich aufgenommenen Bildpaar die Markerpunkte segmentiert und ihre Position im Raum berechnet. Nun soll der Bezug zu den vergangenen Bildpaaren hergestellt werden und tatsächlich die Bewegung der 3D-Punktwolke bestimmt werden. Dafür ist es nötig, dass zunächst eine Referenzpunktwolke definiert wird. In den folgenden Schritten wird dann die Transformation relativ zu dieser Punktwolke errechnet und neue Markerpunkte zur Referenzpunktwolke hinzugefügt.

#### Referenzpunktwolke und Trackingansatz

Beide Kameras liefern periodisch Bilder. Wenn der Benutzer das Trackingsystem startet, werden die erste zehn Bildpaare aufgenommen, nach dem beschriebenen Verfahren analysiert und die rekonstruierten Punkte, deren 2D-Bilder tatsächlich stabil zu sehen waren, als Modellwolke  $M = (p_0, p_1, \dots, p_n)$  gespeichert. Wichtig ist dabei, dass die Modellwolke so gespeichert ist, dass jeder einzelne Punkt über eine Nummer ansprechbar ist. Diese Nummer darf sich nicht ändern, denn sie ist wichtiger Bestandteil der Tracking-Schleife, wie in den Abbildungen 3.36 und 3.20 dargestellt.

Beim 2D-Tracking, wenn Korrespondenzen zwischen den aufeinanderfolgenden Bildern einer Kamera hergestellt werden (Abschnitt 3.3.5), werden diese Nummern den 2D-Punkten als Attribut mitgegeben. Bei der Rekonstruktion der 3D-Punkte wird sie verwendet, um auszuschließen, dass Bildpunkte einander zugeordnet werden, wenn sie im vorigen Bildpaar anderen Punkten zugeordnet waren. Den rekonstruierten 3D-Punkten wird ebenfalls als Attribut mitgegeben, welchem Punkt der Referenzwolke sie entsprechen. Das erleichtert die Bestimmung der Transformation. Um den Kreis zu schließen, werden neue Bildpunkte, deren Rekonstruktion gerade der Referenzwolke hinzugefügt wurden, ebenfalls mit der Nummer des neuen Referenzpunktes versehen, damit diese Information bei der Auswertung des nächsten Bildpaares zur Verfügung steht.

#### Korrespondenzfindung und Transformationsbestimmung

Nachdem ein neues Bildpaar aufgenommen wurde, wird es wie beschrieben analysiert. Es gibt dann eine neue 3D-Punktwolke  $N = (q_0, q_1, \dots, q_m)$ , bei der zu einem Teil der Punkte bekannt ist, welchem Modellpunkt sie entsprechen. Diese Information wird über das 2D-Tracking von Bildpaar zu Bildpaar weitergereicht. Es muss nun herausgefunden werden, welcher Punkt  $q_i$  der aktuellen Punktwolke welchem Punkt  $p_j$  der Modellpunktwolke entspricht. Dafür kommt ein ähnliches Verfahren zum Einsatz wie das bei der Kreuzkalibrierung verwendete.

Das Verfahren besteht aus drei Schritten. Der erste Schritt versucht, aus den Punkten der aktuellen Punktwolke  $N$ , für die bekannt ist, welchem Punkt der Modellpunktwolke  $M$  sie entsprechen, eine ungefähre Transformation abzuleiten, die die Punkte der aktuellen Punktwolke in das Koordinatensystem der Modellpunktwolke überführt. Das kann allerdings unter bestimmten Bedingungen nicht funktionieren, zum Beispiel, wenn für weniger als drei Punkte die Korrespondenz zur Modellpunktwolke bekannt ist.

Der zweite Schritt kommt nur zum Einsatz, wenn der erste Schritt fehlgeschlagen ist. Er versucht, drei Punkte aus der Referenzpunktwolke und drei Punkte aus der aktuellen Punktwolke zu finden, die korrespondieren. Das erfolgt durch Ausprobieren aller Kombinationen und passiert daher nur, wenn es unbedingt nötig ist. Ein Dreierpaar wird ausgewählt, auf Plausibilität überprüft, und anschließend der Prozess mit dem nächsten Dreierpaar fortgesetzt. Plausibel ist eine Dreierkombination, wenn die jeweiligen Abstände ungefähr gleich groß sind, und wenn die Transformation, die daraus resultiert, möglichst viele Punkte der aktuellen Punktwolke auf Punkte aus der Referenzpunktwolke abbildet.

Der dritte Schritt schließlich verwendet eine geschätzte Transformation um die aktuelle Punktwolke über die Referenzpunktwolke zu legen, die Korrespondenzen zu bestimmen, und eine präzise Transformation zu berechnen.

#### Schritt 1

Es wird überprüft, für welche Punkte der aktuellen Punktwolke die Korrespondenz bekannt ist, und dann zwei Listen gebildet: Eine enthält die Punkte der aktuellen Punktwolke, die andere die korrespondierenden Punkte der Modellpunktwolke. Zur Berechnung der genäherten Transformation kommt die Methode der kleinsten Quadrate zum Einsatz, wie bereits in Abschnitt 3.3.3 beschrieben. Drei Fälle sind denkbar:

- Es war für alle Punkte der aktuellen Punktwolke die Korrespondenz bekannt: dann wird die hier berechnete Transformation als Ergebnis zurückgegeben und das Verfahren beendet.
- Es konnte keine Transformation berechnet werden, weil für zu wenige Punkte die Korrespondenz bekannt war: Schritt zwei wird ausgeführt, um wenigstens drei Korrespondenzen zu bestimmen.
- Es konnte eine Transformation berechnet werden, aber es waren nicht alle Punkte der Punktwolke beteiligt: dann wird direkt zu Schritt drei gesprungen, um die Transformation zu verfeinern.

#### Schritt 2

Der zweite Schritt versucht, ohne Wissen über Korrespondenz eine ungefähre Transformation zu berechnen, falls Schritt 1 fehlgeschlagen ist. Dazu wird vorgegangen wie in dem Verfahren, das bei der Kreuzkalibrierung verwendet wird: Es wird versucht, für drei Punkte die Korrespondenz zu bestimmen, und zwar durch eine erschöpfende Suche über alle Kombinationen von dreielementigen Teilmengen der Punktwolken. Das Verfahren funktioniert folgendermaßen.

1. Für alle dreielementigen Teilmengen von  $\{a, b, c\} \subseteq N$ :

a) Für alle  $d \in M$ , für alle  $e \in M$ ,  $e \neq d$ , für alle  $f \in M$ ,  $f \neq d$ ,  $f \neq e$ :

- i. Bestimme die drei Abstände  $d_{ab} = |a - b|$ ,  $d_{ac} = |a - c|$ ,  $d_{bc} = |b - c|$  und die drei Abstände  $d_{de} = |d - e|$ ,  $d_{df} = |d - f|$ ,  $d_{ef} = |e - f|$ . Wenn die Abstände hinreichend ähnlich sind, also  $|d_{ab} - d_{de}| < \delta$  und  $|d_{ac} - d_{df}| < \delta$  und  $|d_{bc} - d_{ef}| < \delta$ , dann nehmen wir an, dass die sechs Punkte korrespondieren könnten. Wir bestimmen die rigide Transformation, die  $\{a, b, c\}$  auf  $\{d, e, f\}$  abbildet und brechen die Suche ab.

Nun sind die beiden folgenden Fälle denkbar:

- Es konnte keine Transformation bestimmt werden: dann befindet sich das Trackingsystem in einem undefinierten Zustand. Es wird ein Fehler ausgegeben, das 2D-Tracking zurückgesetzt, und dann beim nächsten Bildpaar versucht, ohne jedes Vorwissen anzusetzen.
- Es konnte eine Transformation gefunden werden: dann wird das Verfahren mit Schritt drei fortgesetzt.

### Schritt 3

Schritt drei versucht, eine ungefähr bekannte Transformation exakt zu bestimmen. Dazu wird die aktuelle Punktwolke mit Hilfe der ungefähr bekannten Transformation aus Schritt 1 oder Schritt 2 in das Koordinatensystem transformiert und dort mit dem ungarischen Algorithmus nach Korrespondenzen gesucht. Als Plausibilitätskriterium wird Vorwissen über Korrespondenzen genutzt sowie ein Schwellwert: Eine Zuordnung ist plausibel, wenn die Punkte dicht genug beieinander liegen und außerdem der Punkt der aktuellen Punktwolke nicht mit einem anderen Referenzpunkt korrespondiert. Anschließend werden die zugeordneten Punkte verwendet, um eine exakte Transformation zu bestimmen. Diese wird zurückgegeben und das Verfahren beendet.

#### 3.3.8 Transformationsverarbeitung und -übermittlung

Die ermittelten Transformationen sind wegen der stark verrauschten Bilder der verwendeten Kameras ebenfalls verrauscht. Es wird daher schließlich noch eine Filterung der Daten durchgeführt.

Mittelung und Interpolation von Transformationen ist ein aktives Forschungsgebiet; repräsentativ ist hier sicherlich der Artikel von Marc Alexa [14]. Das Thema hat besondere Bedeutung für die Keyframe-Animation, weil die Interpolationen zwischen vorgegebenen Zuständen eines Modells visuell plausibel sein müssen. Verschiedene Interpolationsansätze zeigen dabei unterschiedliche Schwächen.

Die vorgeschlagene Variante der doppeltexponentiellen Glättung hat sich beim 2D-Tracking bereits bewährt. Sie kann hier jedoch nicht unbedingt eingesetzt werden (wie auch viele andere Filter), da sie ein lineares Verhalten voraussetzt. Bei der Translation (zwei- wie auch dreidimensional) ist das der Fall. Die Rotation verhält sich allerdings multiplikativ.

Es ist bekannt, dass die Winkelfunktionen im Bereich nahe der Null ungefähr linear verlaufen; in der Physik wird dies häufig zur Vereinfachung von Gleichungen ausgenutzt. Es kann auch bei der Glättung und Interpolation von Rotationen verwendet werden.

Aus der Auswertung der Bildpaare ist eine Folge von Rotationen als Rotationsmatrizen  $(R_0, R_1, \dots, R_n)$  und zu jeder Rotationsmatrix der jeweilige Zeitpunkt  $(t_0, t_1, \dots, t_n)$  bekannt. Die Translationsanteile werden hier nicht weiter beachtet, weil sie direkt mit der doppelt exponentiellen Glättung gefiltert werden können.

Bekanntlich kann man die Winkelfunktionen für sehr kleine Winkel mit linearen Funktionen annähern, also  $\sin x \approx x$  für  $x$  nahe 0. Um von diesem Verhalten der Winkelfunktionen bei der Transformationsfilterung profitieren zu können, reduzieren wir den Rotationsanteil auf Rotationen nahe der Einheitstransformation, indem wir eine (von der Einheitstransformation deutlich verschiedene) Referenztransformation herausziehen: Für die Folge von Rotationsmatrizen definieren wir  $R_{\text{ref}} := R_0$

und  $(R'_0, R'_1, \dots, R'_n) := (R_0^{-1}R_0, R_0^{-1}R_1, \dots, R_0^{-1}R_n)$ . Da im vorliegenden Fall  $n$  mit  $n = 6$  relativ klein ist, bleiben die  $R'_i$  ebenfalls relativ klein. Es ist nun möglich, sie mit der Rodrigues-Formel in eine Vektordarstellung zu transformieren und komponentenweise linear zu interpolieren. Dafür wird ebenfalls die doppelt exponentielle Glättung verwendet.

Es hat sich herausgestellt, dass es nicht sinnvoll ist, deutlich mehr als die genannten 6 Transformationen bei der Filterung zu berücksichtigen, da es sich bei den Transformationen um Kopfposen eines Menschen handelt, der sich nicht wie ein stochastisches System verhält, sondern im Gegenteil willkürlich Bewegungen ausführt. Ein zu große Historie bei der Filterung würde hier zu einer schlechten Reaktion des Filters führen.

Abschließend werden die geglätteten Transformationen per Netzwerk an den MR-Scanner übertragen. Die Transformationen werden als UDP-Paket in einem von Zaitsev und Dold vorgeschlagenen Format kodiert. Unabhängig davon kann hier aber jedes beliebige Protokoll und jede beliebige Schnittstelle verwendet werden.

#### 3.3.9 Zusammenfassung

Es wurde ein Konzept für ein Trackingsystem vorgestellt, das zum Bewegungsausgleich bei der MRT die Kopfbewegung des Patienten optisch verfolgt. Dafür kommen Kameras zum Einsatz, die im Inneren des MR-Tomografen an der Kopfspule befestigt werden. Das Trackingsystem verfolgt die Oberfläche des Kopfes anhand von daran befestigten Markerpunkten. Die technischen Grundlagen und Algorithmen des Verfahrens wurden beschrieben.

Im folgenden Abschnitt wird das System theoretisch, praktisch im Labor sowie klinisch evaluiert. Außerdem werden einige Design-Entscheidungen, zum Beispiel die Wahl bestimmter Algorithmen, anhand von experimentellen Daten verdeutlicht.

### 3.4 Ergebnisse

Im ersten Teil dieses Kapitels wurde ein Trackingsystem konzeptionell erarbeitet und anschließend Details von dessen Implementierung erläutert. In diesem Abschnitt soll es nun evaluiert werden. Der Abschnitt gliedert sich in drei Teile. Zunächst werden einzelne Komponenten des Systems untersucht, um beispielsweise die Entscheidung für bestimmte Algorithmen oder Konzepte zu verdeutlichen (Abschnitt 3.4.1). Im Folgenden wird ermittelt, welche Genauigkeit mit dem Trackingsystem erreichbar ist (Abschnitt 3.4.2). Im Anschluss wird ein klinischer Anwendungsfall beschrieben, und gezeigt, dass die Genauigkeit des Trackingsystems für den angestrebten Anwendungsfall ausreichend ist (Abschnitt 3.4.3).

#### 3.4.1 Komponenten des Systems

Zu den Komponenten des entwickelten Systems sollen in diesem Abschnitt der Arbeit einige offene Fragen beantwortet werden, soweit dies nicht bereits geschehen ist:

- Warum wurde ein bestimmter Algorithmus gewählt?
- Warum wurde das Verfahren parametrisiert wie beschrieben?
- Welche Ergebnisse sind damit zu erzielen? Wovon hängt die Güte der Ergebnisse ab?

#### Güte der Kameras

Als Grundlage für die Bewertung der folgenden Ergebnisse und als Beleg für die vorangegangene Aussage, dass dieses Trackingsystem an die verwendeten Kameras angepasst ist, soll hier zunächst die Güte

der verwendeten Kameras betrachtet werden. Dazu wurde in verschiedenen Beleuchtungssituationen der Intensitätsverlauf des mittleren Pixels betrachtet.

Auf eine quantitative Auswertung wird verzichtet. Beispielsweise blieb die Temperatur der Kameras, deren Kühlung, elektromagnetische Einflüsse oder Ähnliches unberücksichtigt. Zur Stabilisierung der Ergebnisse wurde für das Gesamtsystem bestehend aus Kameras und Lichtquelle eine Einschwingperiode von einer Stunde vorgesehen, während der nicht gemessen wurde.

Die Ergebnisse sind in Abbildung 3.43 zu sehen. Man kann daraus folgende Schlüsse ziehen.

- Luminanz- und Chrominanzrauschen sind in den Bildern sehr deutlich vorhanden.
- Die Belichtungsregelung der Kamera führt zu deutlichen Farbschwankungen, die bei der Bildverarbeitung berücksichtigt werden müssen.

### Kalibrierung der Kameras

In Kapitel 2 wurde bereits die Wahl des Kameramodells begründet. Hier soll nun untersucht werden, von welchen Parametern die Güte der Kalibrierung abhängt.

Für die Evaluierung der Genauigkeit eines Kameramodells fehlt die Möglichkeit der Ermittlung der tatsächlichen korrekten Parameter. Wenn es diese gäbe, wäre schließlich die Kalibrierung unnötig. Anders formuliert: Die Kalibrierung ist ein Mittel zur Ermittlung der Parameter eines mathematischen Modells, das dem tatsächlichen Verhalten einer wirklichen Kamera möglichst nahe kommt.

Der einzige Weg um die Güte einer Kalibrierung zu bestimmen, ist die wirkliche Kamera und ihr Modell anhand ihrer Ausgabe zu vergleichen: Wenn für eine Reihe von Punkten bekannt ist, wohin sowohl die wirkliche Kamera als auch das Modell diese abbilden, dann kann man über den Unterschied zwischen diesen Punkten eine Aussage zumindest darüber machen, wie ähnlich das Verhalten des Modells dem der wirklichen Kamera ist. Der mittlere quadrierte Rückprojektionsfehler ist ein entsprechendes Maß.

Dabei können diese Parameter variiert werden:

- Anzahl der verwendeten Kalibrierbilder und als Folge davon die Anzahl der Weltpunkt-Bildpunkt-Korrespondenzen, die zur Kalibrierung beitragen;
- Anzahl der radialen Verzeichnungsparameter;
- Verwendung von subpixelgenauer Bestimmung der Bildpunkte.

Unter Verwendung der Kalibrierdatensätze aus Abschnitt 2.3 wurde folgendes Experiment durchgeführt: Aus den Kalibrierdatensätzen wurden zufällig Teilmengen unterschiedlicher Größe entnommen. Mit diesen wurden dann die internen Kameraparameter bestimmt. Da der Algorithmus für jedes einzelne Bild auch externe Parameter bestimmt ist es möglich, die Punkte des Schachbretts, die das Weltkoordinatensystem aufspannen, ins Bild der Kameras zurückzuprojizieren. Aus dem euklidischen Abstand der rückprojizierten Punkte zu den im Bild ermittelten Eckpunkten wurde der RMS bestimmt, und zwar

- für jede der verwendeten Kameras separat,
- jeweils einmal mit und einmal ohne subpixelgenau Berechnung der Schachbretteckpunkte.

Eine Durchführung dieses Versuchs mit allen möglichen Teilmengen der Kalibrierdatensätze wäre in realistischer Zeit nicht durchführbar gewesen. Deswegen wurden zufällig Teilmengen gebildet und dieser Vorgang häufig wiederholt. Dadurch treten zwangsläufig Teilmengen mit wenigen Elementen deutlich häufiger auf als Teilmengen mit vielen Elementen. Das muss bei der Auswertung der Daten berücksichtigt werden.

In Abbildung 3.44 sind die Ergebnisse einer der MRT-kompatiblen Kameras dargestellt, in Abbildung 3.45 die einer der Webcams. Man kann aus den Daten folgern:

- Die Streuung der Fehler legt den Schluß nahe, dass bei der Kalibrierung eine große Anzahl an Bildern unerlässlich ist, um zu stabilen Ergebnissen zu gelangen.

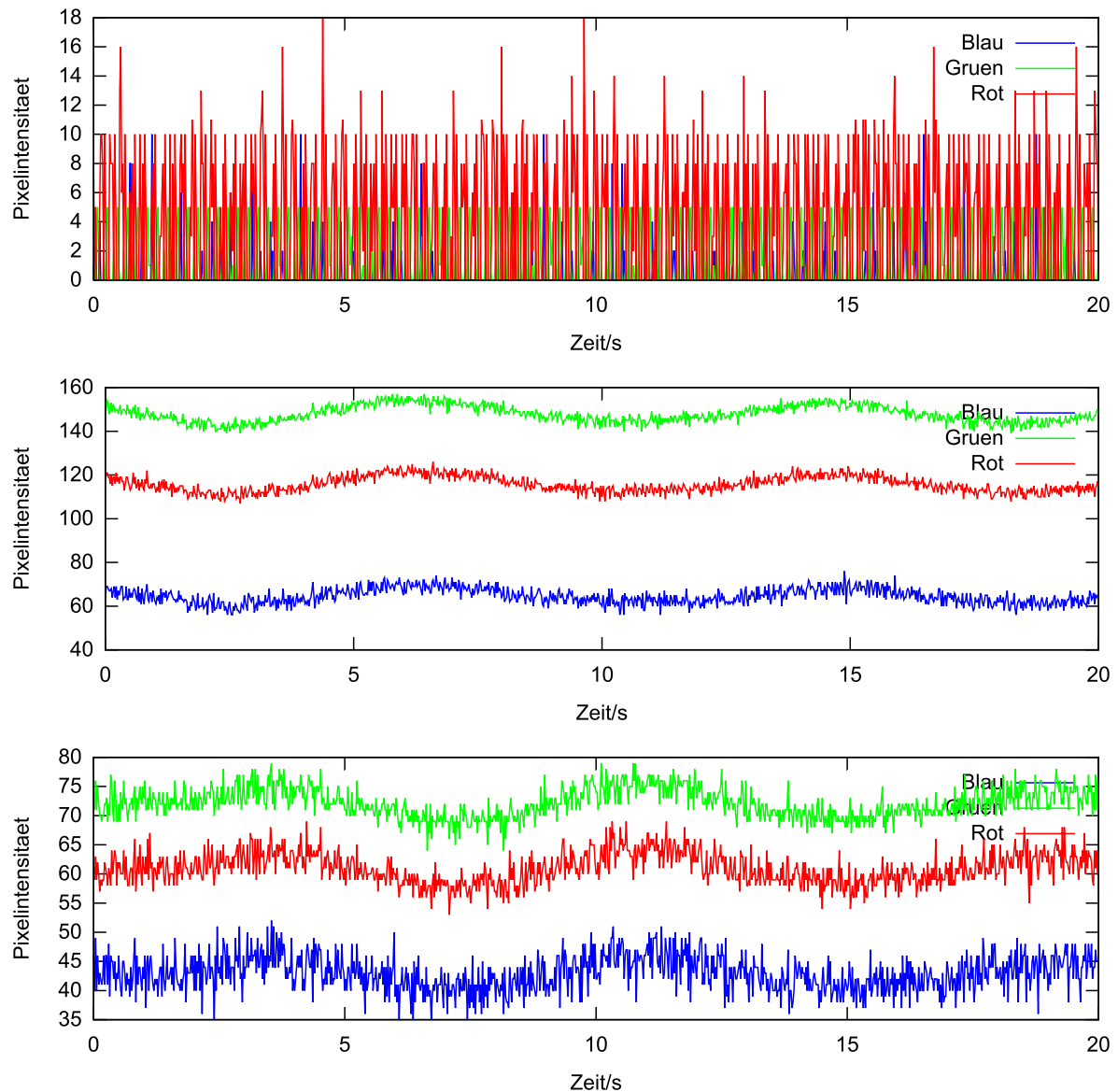


Abbildung 3.43: Unter verschiedenen Beleuchtungssituationen wurde die Intensität des mittleren Pixels einer der MRT-kompatiblen Kameras aufgezeichnet, und zwar zunächst bei völliger Dunkelheit (oben), dann bei Glühlicht (mitte) und schließlich bei Beleuchtung mit einer weißen LED (unten). Die Lichtquellen erzeugten jeweils eine Helligkeit von ungefähr 30000 lx. Das Rauschen die Einflüsse der Belichtungsregelung der Kameras ist deutlich zu erkennen. Die unterschiedlichen Wertebereiche sind auf Inhomogenitäten in der Ausleuchtung zurückzuführen.



## MRT-kompatible Kameras

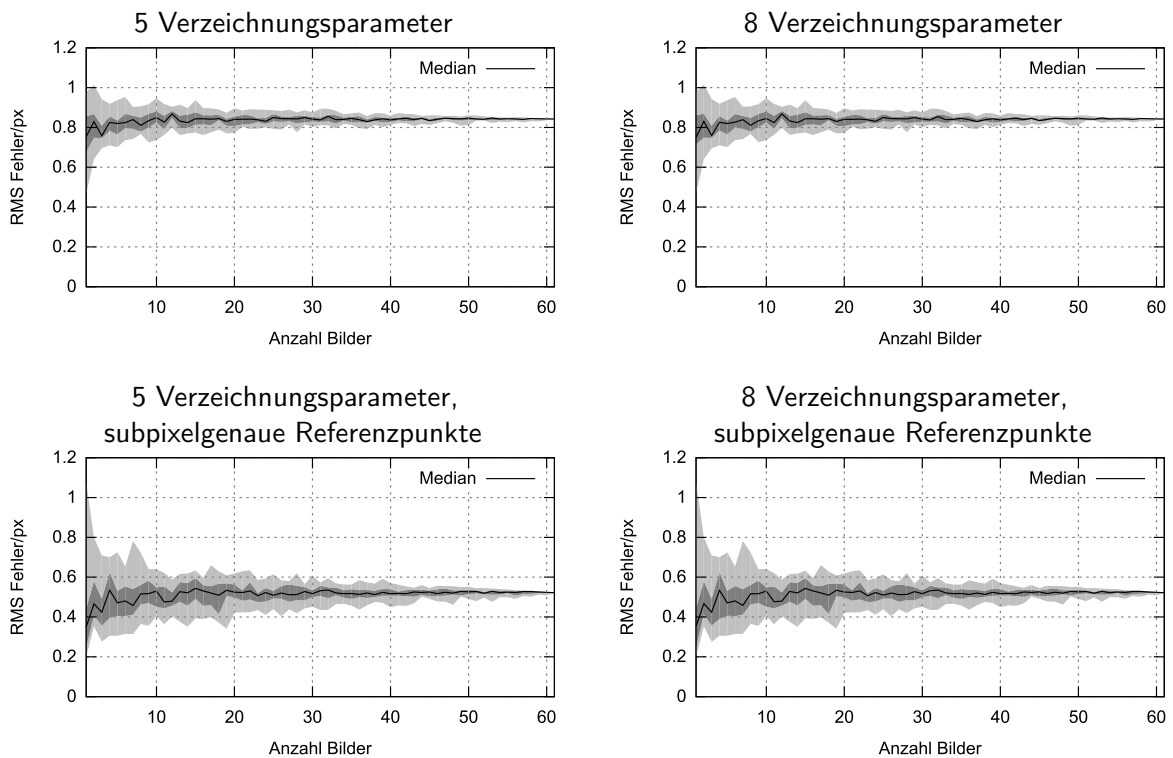


Abbildung 3.44: Mit einer unterschiedlichen Anzahl zufällig ausgewählter Kalibrierbilder wurde für eine der MRT-kompatiblen Kameras eine Kalibrierung berechnet. Hier dargestellt ist die Verteilung der Fehler (RMS) dieser Kalibrierung in Abhängigkeit von der Anzahl an Bildern, die verwendet wurden. In den Diagrammen sind dabei die üblichen Quartile markiert: Der Bereich zwischen kleinstem und größtem beobachteten Fehler ist hellgrau markiert; die mittleren 50% aller Fehler liegen im dunkelgrauen Bereich; die schwarze Linie zeigt den Median. Bei den linken Diagrammen wurden fünf Verzeichnungsparameter verwendet, bei den rechten waren es acht. Bei den oberen Diagrammen waren die Referenzpunkte nur bis auf ein Pixel genau bestimmt, bei den unteren Diagrammen wurde eine subpixelgenaue Interpolation nachgeschaltet.

### Logitech-Webcams

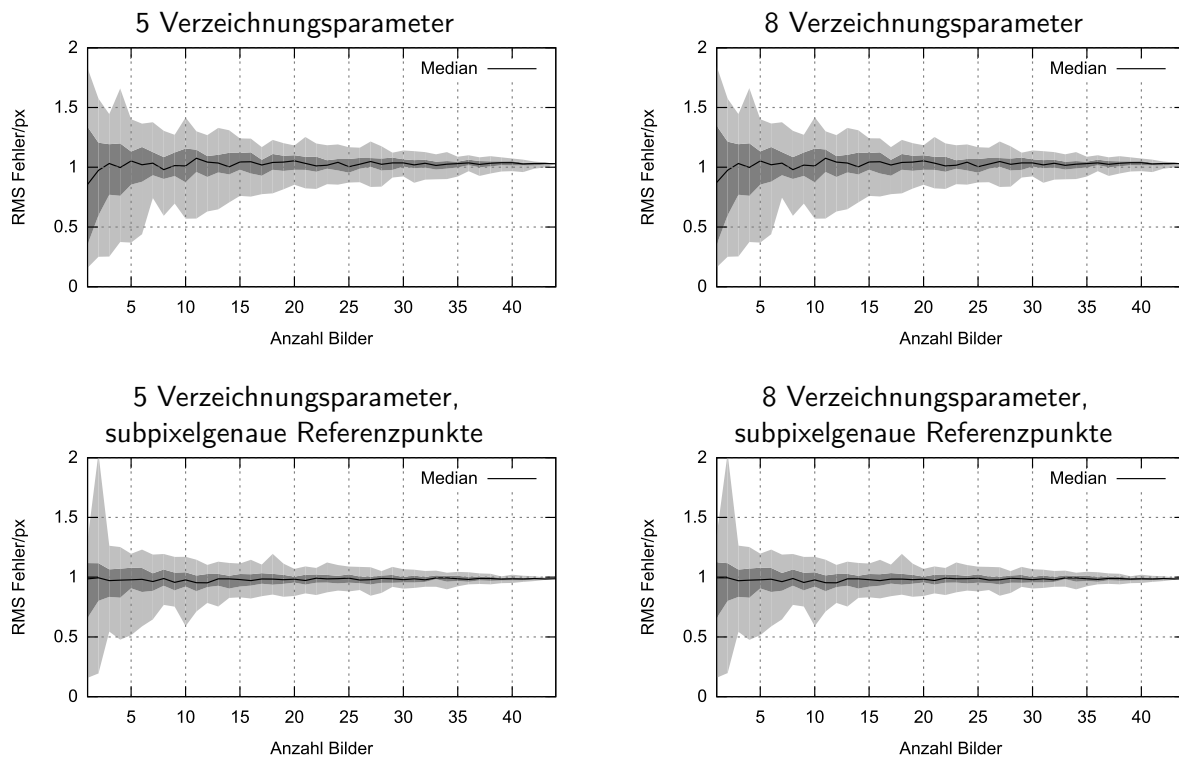


Abbildung 3.45: Mit einer unterschiedlichen Anzahl zufällig ausgewählter Kalibrierbilder wurde für eine der Webcams eine Kalibrierung berechnet. Hier dargestellt ist die Verteilung der Fehler (RMS) dieser Kalibrierung in Abhängigkeit von der Anzahl an Bildern, die verwendet wurden. In den Diagrammen sind dabei die üblichen Quartile markiert: Der Bereich zwischen kleinstem und größtem beobachteten Fehler ist hellgrau markiert; die mittleren 50% aller Fehler liegen im dunkelgrauen Bereich; die schwarze Linie zeigt den Median. Bei den linken Diagrammen wurden fünf Verzeichnungsparameter verwendet, bei den rechten waren es acht. Bei den oberen Diagrammen waren die Referenzpunkte nur bis auf ein Pixel genau bestimmt, bei den unteren Diagrammen wurde eine subpixelgenaue Interpolation nachgeschaltet.

- Wie bereits in Abschnitt 2.3 gezeigt, sind fünf Verzeichnungsparameter ausreichend. Eine Steigerung der Komplexität der Verzeichnungsfunktion führt zu keiner erkennbaren Verbesserung. In Abschnitt 2.3 konnte gezeigt werden, dass die Verbesserung bei den vorliegenden Kameras bestenfalls im Promillebereich liegt.
- Die subpixelgenaue Bestimmung der Referenzpunkte hat keine Auswirkungen darauf, wieviele Bilder für eine stabile Kalibrierung nötig sind, wohl aber auf die Genauigkeit der erzielten Kalibrierung.

### Kalibrierung des Stereosystems

Die Kalibrierung des Stereosystems kann auf ganz ähnliche Weise untersucht werden. Allerdings kann hier relativ einfach die Korrektheit der gefundenen Kalibrierung überprüft und quantifiziert werden: Nimmt man die Positionen und Orientierungen der zweiten Kamera nach einer Kalibrierung mit allen zur Verfügung stehenden Bildern als korrekt an – die erste Kamera befindet sich nach diesem Schritt per Definition im Ursprung und blickt in Richtung der z-Achse – so kann die euklidische Distanz zu dieser Position und der Winkel zwischen den beiden Blickvektoren als Maß dienen.

Es wurde der Versuch aus dem vorigen Abschnitt wiederholt, wofür die gleichen Kalibrierdatensätze verwendet wurden. Die internen Parameter wurden vorher mit allen zur Verfügung stehenden Bildern bestimmt. Anschließend wurden die externen Parameter bestimmt.

In Abbildung 3.46 sind die Ergebnisse dargestellt. Man erkennt auch hier eine deutliche Streuung bei der Verwendung von zu wenigen Bildern.

### Kreuzkalibrierung

Bezüglich der Kreuzkalibrierung stellen sich zwei Fragen:

- Wieviele Kugeln sollte das virtuelle Kalibrierphantom umfassen?
- Wie kann die Güte einer Kalibrierung beurteilt werden?

Beide Fragen lassen sich mit entsprechenden Versuchen beantworten. Zunächst werden in einem Kalibrierdatensatz in den MRT-Bildern und den Kamerabildern alle Kugeln segmentiert. Man erhält zwei Punktwolken ohne die zugehörigen Korrespondenzen. Beide Punktwolken werden mit der beschriebenen Methode registriert; man erhält so die vollständigen Korrespondenzen und die bestmögliche Transformation zwischen den Punktwolken.

**Nötige Zahl an Kalibrierkugeln:** Um eine Aussage über die Auswirkung der Anzahl der Kugeln auf die Genauigkeit machen zu können, werden wiederholt zufällige (dennoch korrespondierende) Teilmengen unterschiedlicher Größe aus den Punktwolken ausgewählt. Diese werden verwendet, um die Transformation zwischen den Punktwolken zu bestimmen. Der Unterschied im Translationsanteil und der Winkel zwischen den Rotationsanteilen ist in Abbildung 3.47 aufgetragen.

Wichtig ist hier die Frage nach einem Distanzmaß für Rotationsmatrizen. Dafür wurde die bereits erwähnte Vektordarstellung nach Rodrigues verwendet (Seite 9), die es sehr einfach ermöglicht, den Winkel zwischen zwei Rotationsmatrizen zu errechnen. Damit kann die Ähnlichkeit zweier Rotationsmatrizen in einer einzigen Zahl abgebildet werden.

Man erkennt, dass zwar mit relativ wenigen Kugeln bereits geringe Fehler möglich sind, im Sinne einer hohen Genauigkeit aber Fehler im Submillimeterbereich angestrebt werden sollten, wofür wenigstens 20 Kugeln nötig sind.

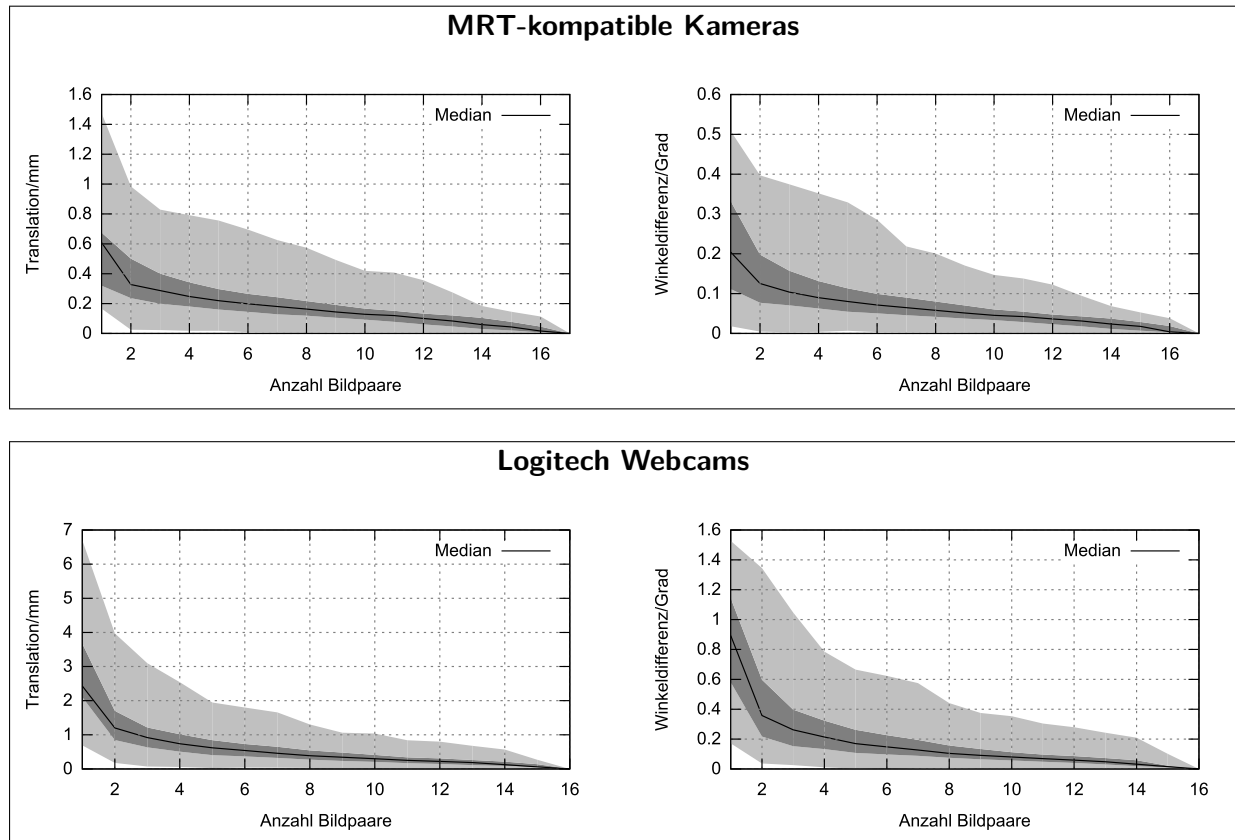


Abbildung 3.46: Ausgehend von den externen Kameraparametern, die mit einem Kalibrierdatensatz errechnet wurden, ist hier die Abweichung dargestellt, die auftritt, wenn nur eine Teilmenge des Kalibrierdatensatzes verwendet wird. Die linken Diagramme zeigen den translatorischen Unterschied in Millimetern, die rechten Diagramme den Unterschied in der Orientierung in Grad. Die oberen Diagramme zeigen Ergebnisse einer der MRT-kompatiblen Kameras, die unteren Diagramme die Ergebnisse einer der Webcams. In den Diagrammen sind auch hier die üblichen Quartile markiert: Der Bereich zwischen kleinstem und größtem beobachteten Fehler ist hellgrau markiert; die mittleren 50% aller Fehler liegen im dunkelgrauen Bereich; die schwarze Linie zeigt den Median.

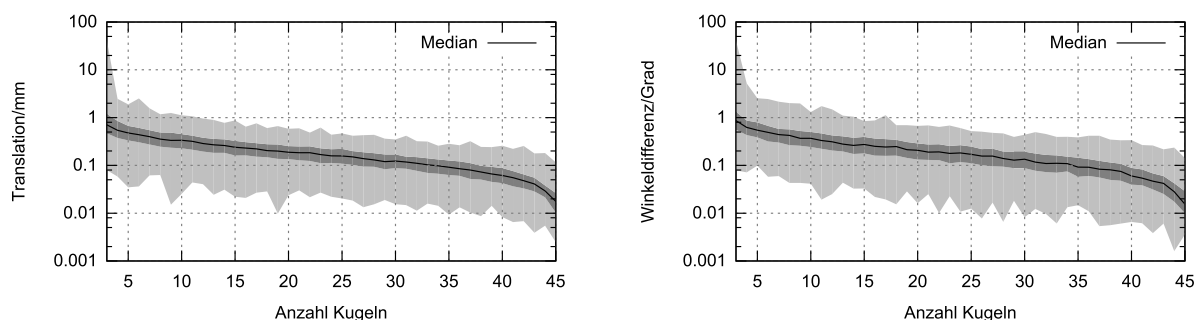


Abbildung 3.47: Mit einem Kreuzkalibrierdatensatz bestehend aus 45 Kugeln wurden die Kameras in das Koordinatensystem des MRT transformiert. Anschließend wurde mit zufälligen Teilmengen unterschiedlichen Umfangs dieses Datensatzes erneut kalibriert. Die Verteilung von Rotations- und Translationsanteil der ermittelten Transformationen ist hier über der Anzahl der verwendeten Kugeln aufgetragen. Auch hier sind mit Hell- und Dunkelgrau die Quartile markiert, die schwarze Linie zeigt den Median.

Parameter	Kleinster	Größter	RMS	Standardabweichung
Verschiebung des Referenzpunktes/mm	0,27	4,04	1,10	0,64
Fehler Rotation/Grad	0,0024	0,14	0,03	0,02
Fehler Translation/mm	0,004	0,11	0,03	0,02

Tabelle 3.2: Ausgehend von einer Kreuzkalibrierung, die mit allen 45 Kalibrierkugeln errechnet wurde, wurde eine Leave-One-Out-Kreuzkalibrierung durchgeführt. Danach konnte für den Referenzpunkt errechnet werden, wie gut er auf seinen korrespondierenden Punkt passt. Außerdem konnte die Variation der Positionen und Orientierungen der Kameras betrachtet werden.

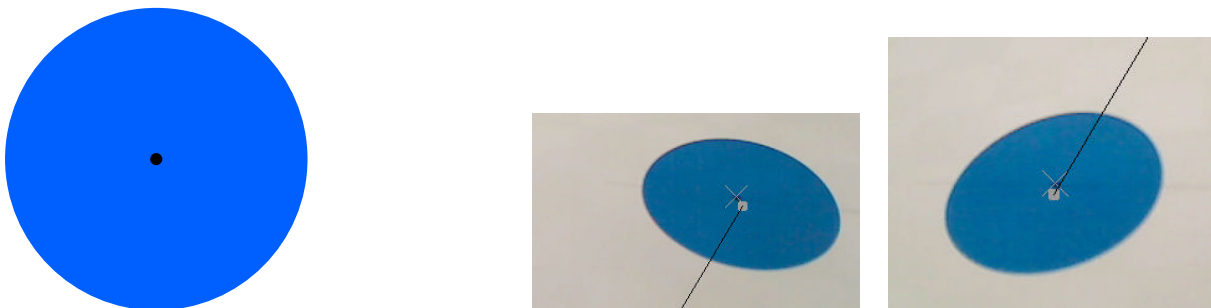


Abbildung 3.48: In einem blauen Kreis (der von der entwickelten Software verfolgt werden kann) wurde der Mittelpunkt schwarz markiert (links). In den verarbeiteten Bildern (Mitte und rechts, Ausschnitte) ist zu sehen, dass der Kreismittelpunkt (schwarzer Punkt) und der Ellipsenmittelpunkt (grauer Punkt) deutlich von einander entfernt liegen, während der rekonstruierte Kreismittelpunkt (graues Kreuz) auf dem Kreismittelpunkt zu liegen kommt. Die schwarze Linie markiert die Korrespondenz, wenn die Ausschnitte an ihren korrekten Positionen übereinander angeordnet würden.

**Güte einer Kalibrierung** Auf die Güte einer Kalibrierung kann aus dem Rückprojektionsfehler bei einer Leave-One-Out-Kreuzvalidierung geschlossen werden. Für jedes Element der Korrespondenzliste wird aus den übrigen Korrespondenzen die Transformation bestimmt, anschließend der Referenzpunkt damit transformiert und die euklidische Distanz zum korrespondierenden Punkt bestimmt. Aus der Verteilung dieser Distanzen und der Variation der ermittelten Transformation sind Schlüsse auf die Aussagekraft des Kalibrierverfahrens möglich.

Eine Leave-One-Out-Kreuzvalidierung wurde mit dem im vorigen Schritt verwendeten Kalibrierdatensatz durchgeführt. Die Ergebnisse finden sich in Tabelle 3.2. Mit 45 verwendeten Kugeln wurden die Positionen der Kameras also auf 0,03 mm und deren Orientierungen auf 0,03° genau bestimmt.

### Genauigkeit der 3D-Rekonstruktion von Kreisprojektionen

In Abschnitt 3.3.6 wurde gesagt, dass der Mittelpunkt eines beliebigen Kreises im Raum, der von einer Kamera abgebildet wird, und der Mittelpunkt der Ellipse, die um die Projektion des Kreises bestimmt werden kann, nicht deckungsgleich sind. Um das zu veranschaulichen wurde in einem blauen Kreis (der von der entwickelten Software verfolgt werden kann) der Mittelpunkt schwarz markiert. In Abbildung 3.48 ist zu sehen, dass der Kreismittelpunkt (schwarzer Punkt) und der Ellipsenmittelpunkt (grauer Punkt) deutlich von einander entfernt liegen, während der rekonstruierte Kreismittelpunkt (graues Kreuz) auf dem Kreismittelpunkt zu liegen kommt.

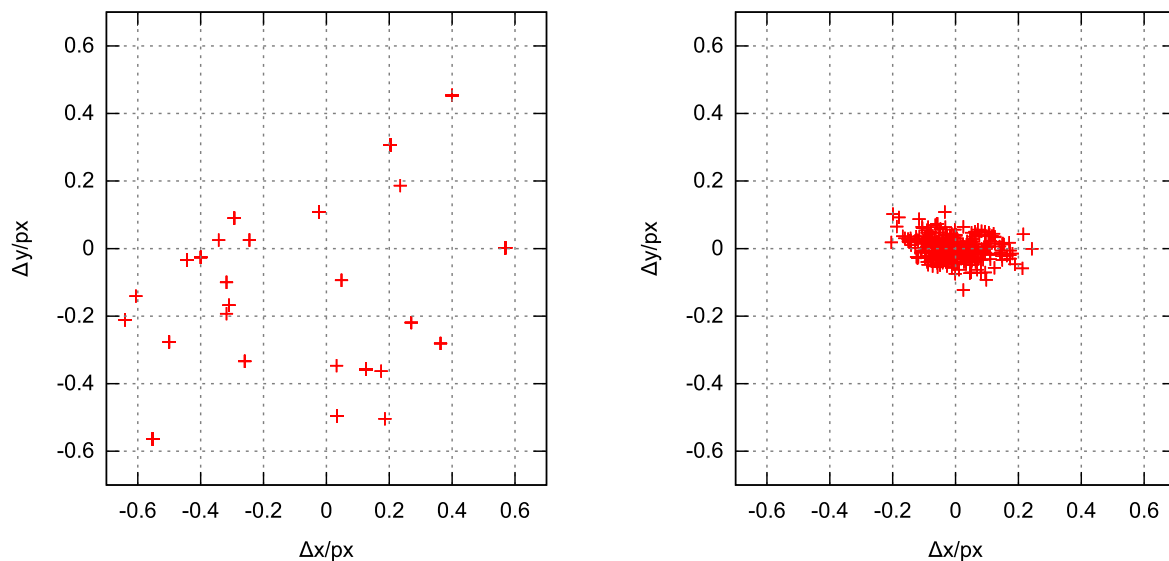


Abbildung 3.49: In einer statischen Szene wurde ein repräsentativer Marker über eine Zeit von 30 Sekunden beobachtet. Hier ist die Abweichung der detektierten Mittelpunkte gegenüber ihrem Mittelwert aufgetragen: im linken Diagramm der Mittelpunkt der (ungenauen) Ellipse, die um den segmentierten blauen Punkt ermittelt wurde, im rechten Diagramm die Position des Markers, die aus den subpixelgenau bestimmten Ellipsen durch den in Abschnitt 3.3.6 beschriebenen Algorithmus berechnet wurde. Die Abweichung (RMS) konnte so von 0,45 px auf 0,08 px reduziert werden. Zur Schwankung des Markermittelpunktes im Raum betrachte Abbildung 3.50.

Es bleibt aber die Frage, wie stark Rauschen in den gefundenen Markermittelpunkten vorhanden ist. Dazu wurden in einer statischen Szene die Markermittelpunkte extrahiert. In Abbildung 3.49 ist für einen repräsentativen Marker die Abweichung vom Mittelwert seiner Positionen aufgetragen, und zwar einerseits der Mittelpunkt der (ungenauen) Ellipse, die um den segmentierten blauen Punkt berechnet wurde, und deren Mittelpunkt ausschließlich zur Stereozuordnung verwendet wird, und außerdem der Mittelpunkt, der mit dem beschriebenen Verfahren aus den beiden subpixelgenau bestimmten Ellipsen errechnet wurde. Die Abweichung (RMS) konnte von 0,45 px auf 0,08 px reduziert werden.

Die rekonstruierte Markerposition schwankt bei diesem Marker (RMS) um 0,02 mm. Die Schwankung des Mittelpunkts im Raum gegenüber dem Mittelwert ist in Abbildung 3.50 dargestellt. Das periodische Verhalten, das erkennbar ist, ist als Folge der automatischen Belichtungsregelung der Kamera zu sehen. Trotz konstanter Beleuchtungsverhältnisse war während des Experiments ein Schwanken der Farbtemperatur zu erkennen.

Wichtig ist hier, dass diese Daten zunächst nur das auftretende Rauschen untersuchen. Die tatsächliche Genauigkeit und ob die Kreisrekonstruktion auf Basis der Ellipsen zu einer Steigerung der Genauigkeit führt, wird später untersucht. Allerdings ist die Beobachtung, dass die subpixelgenaue Ellipsenbestimmung zu weniger Rauschen führt bereits wichtig, denn geringes Rauschen ist eine Bedingung für eine hohe Genauigkeit.

#### Prädiktionsverfahren für 2D-Tracking

Um die Tauglichkeit von Prädiktionsverfahren beurteilen zu können, wurden zwei Bildfolgen aufgenommen, aus denen die Bildkoordinaten eines zufällig ausgewählten Markers extrahiert wurden. Dadurch kann die Vorhersage eines Prädiktors mit der tatsächlichen Position im nächsten Bild verglichen werden.

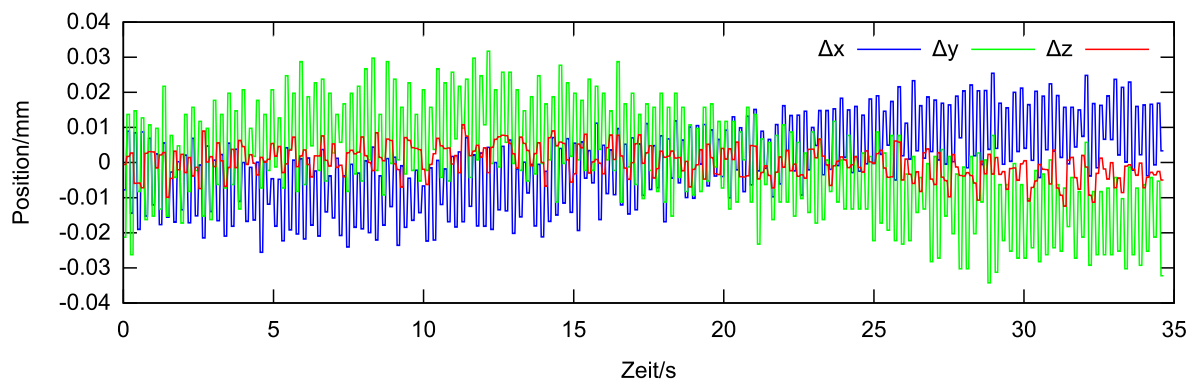


Abbildung 3.50: Für den Marker aus Abbildung 3.49 ist hier die Schwankung der ermittelten Markerposition im Raum aufgetragen. Man erkennt deutlich, dass die Schwankung im Submillimeterbereich liegt; errechnet wurde eine Schwankung (RMS) von 0,02 mm.

In den Abbildungen 3.51 und 3.52 sind die relativen Bewegungen der Marker und die Vorhersagefehler der drei untersuchten Prädiktionsverfahren dargestellt.

Die erste Bildfolge zeigt einen Probanden im MRT, der seinen Kopf nicht bewegt. Wie in Abbildung 3.51 zu sehen, ist dennoch eine geringe Bewegung messbar. Die Position des Markers bewegt sich um ungefähr 5 Pixel, was nicht nur auf das Signalrauschen zurückzuführen ist. Die zweite Bildfolge zeigt den Probanden, der repräsentative, leichte Kopfbewegungen ausführt. Zusätzlich zum Signalrauschen ist hier eine deutliche Bewegung erkennbar. Auf eine Sequenz mit starken Kopfbewegungen wurde verzichtet, da bei diesen aufgrund der geringen Bildrate der verwendeten Kameras die Bildauswertung nicht mehr korrekt funktioniert hätte.

Im Einzelnen wurden drei Prädiktionsverfahren untersucht: Ein naiver Prädiktor, die bereits beschriebene Variante der doppelten exponentiellen Glättung und das Kálmánfilter [84]. Auf die Untersuchung von Partikelfiltern wurde verzichtet, weil sie offensichtlich unter der Annahme eines linearen Verhaltens und Gaußschem Rauschen gegenüber dem Kálmánfilter keinen Vorteil bringen würden.

**Identität** Dieser Prädiktor liefert als Vorhersage stets den letzten Messwert. Es wird erwartet, dass dieses Verfahren die ungenauesten Ergebnisse liefert.

**Variante der doppelten exponentiellen Glättung** Dieses Verfahren wurde in Abschnitt 3.3.5 beschrieben. Es sammelt eine Liste der sechs letzten Positionen. Daran wird ein Ausgleichspolynom vom Grad 1 bestimmt, also eine gewichtete Ausgleichsgerade. Als Glättungsfaktor wurde  $\alpha = 2,98 \cdot 10^{-4}$  empirisch ermittelt.

**Kálmán-Filter** Der Kálmán-Filter wurde in der Variante aus OpenCV verwendet. Die Modellparameter waren  $(x, y, x', y') = (x, y, \frac{dx}{dt}, \frac{dy}{dt})$ , also Positions- und Geschwindigkeitsvektor des Punktes. Die beobachteten Parameter waren nur der Positionsvektor  $(x, y)$ . Aufgrund des deutlichen Signalrauschens wurde der Filter entsprechend parametrisiert und für das Rauschen von Position, Geschwindigkeit und Messposition der Wert 2 auf die Hauptdiagonalen der jeweiligen Kovarianzmatrizen eingetragen.

Um eventuelles Einschwingverhalten nicht zu berücksichtigen, wurden die Ergebnisse erst ab der zweiten Sekunde aufgezeichnet.

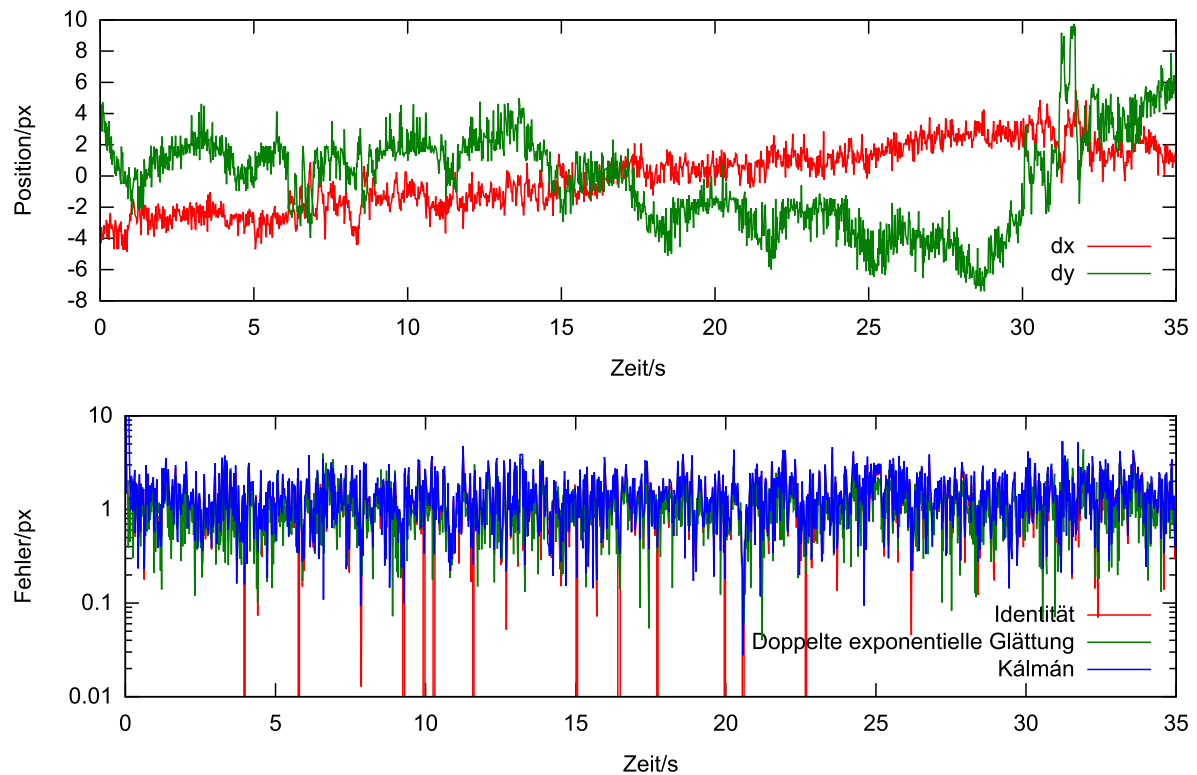


Abbildung 3.51: Mit drei Prädiktionsverfahren wurde die Sequenz, die im oberen Diagramm dargestellt ist, vorhergesagt. Das untere Diagramm zeigt den Fehler der Vorhersage.

Sequenz	Identität	Doppelte exponentielle Glättung	Kálmánfilter
1 (fast keine Bewegung)	1.52 px	1.33 px	1.67 px
2 (deutliche Bewegung)	1.93 px	2.14 px	1.70 px
2 (ab Sekunde 4)	1.82 px	1.58 px	1.56 px

Tabelle 3.3: RMS der Prädiktionsfehler der einzelnen Prädiktionsverfahren, wie in Abbildungen 3.51 und 3.52 dargestellt.



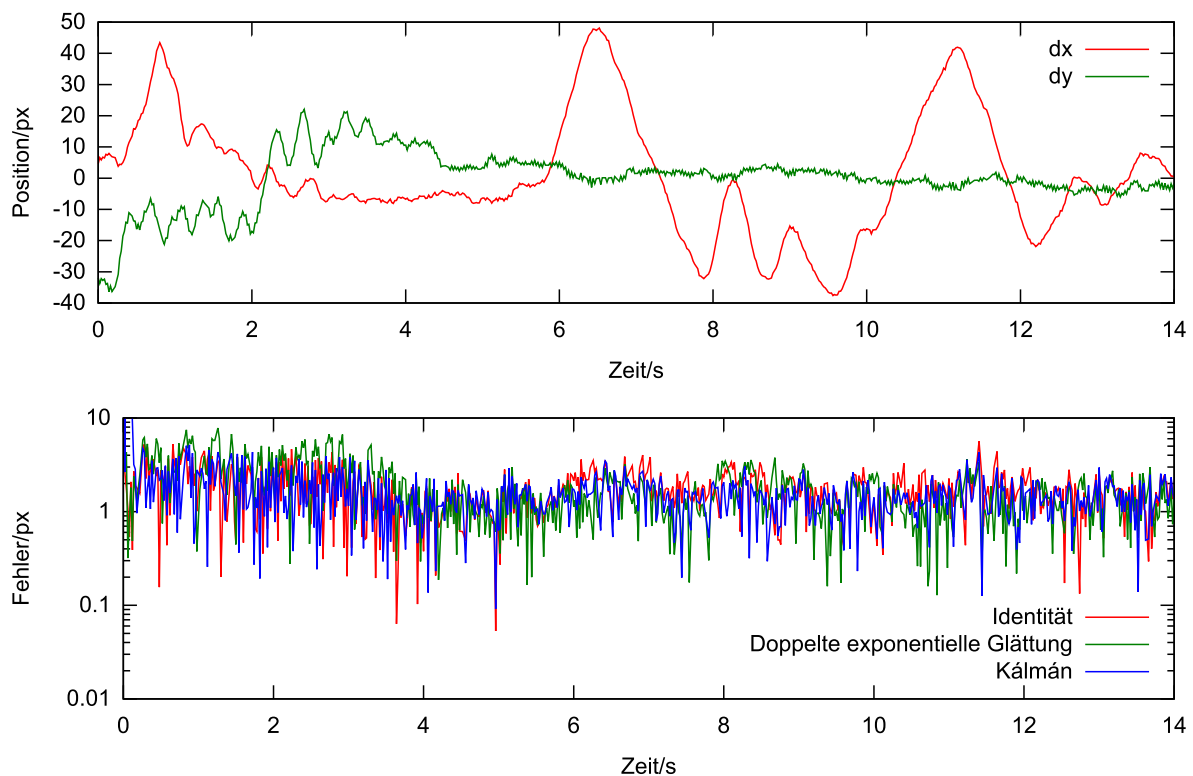


Abbildung 3.52: Mit drei Prädiktionsverfahren wurde die Sequenz, die im oberen Diagramm dargestellt ist, vorhergesagt. Das untere Diagramm zeigt den Fehler der Vorhersage.

### Schlussfolgerungen

Es wurden folgende Beobachtungen gemacht: Augenscheinlich ist die Leistung der drei Filter in der ersten Sequenz (fast keine Bewegung) annähernd gleich. Die Prädiktionsfehler liegen zwischen einem und zwei Pixeln und unterscheiden sich nur marginal.

Bei der zweiten Sequenz (deutliche Bewegung) liefert der Kálmánfilter leicht bessere Ergebnisse. Der relativ hohe Fehler der doppelten exponentiellen Glättung ist hierbei zurückzuführen auf die vielen relativ abrupten Richtungswechsel der  $y$ -Koordinate, womit ein linearer Prädiktor prinzipbedingt nicht gut umgehen kann. Nimmt man diesen Bereich bei der RMS-Berechnung aus, so gleichen sich die Fehler deutlich an.

Allgemein ist der Vorhersagefehler bei allen drei Verfahren hinreichend klein, so dass die Wahl der doppelten exponentiellen Glättung gerechtfertigt scheint. In Tabelle 3.3 ist eine numerische Auswertung zu sehen, die diese Aussagen unterstützt. Auffällig ist hier, dass bei der zweiten Sequenz der Fehler der doppelten exponentiellen Glättung der höchste unter den untersuchten Verfahren ist. Das ist

### Stereozuordnung

Bei der Stereozuordnung, wie sie in Abschnitt 3.3.5 beschrieben wird, wird eine orthogonal zur Blickachse des Kamerasystems angeordnete Ebene zur Projektion vom Bild einer Kamera in das der anderen Kamera verwendet. Folgendes Experiment soll diese Entscheidung erklären.

Ein reales Kamerasystem in der bekannten Anordnung wurde kalibriert. Dann wurden zufällig Punkte im Sichtvolumen beider Kameras erzeugt. Sie wurden in die Bilder der Kameras projiziert und anschließend mit der beschriebenen Methode zugeordnet. Weil die Korrespondenzen hierbei bekannt sind, können die Zuordnungsfehler einfach identifiziert und gezählt werden.

Das Experiment wurde wiederholt unter Variation der folgenden Parameter:

- Orientierung der Ebene:
  - Orthogonal zur mittleren Sichtachse des Kamerasystems
  - Parallel zu einer Ebene, die optimal durch alle potenziellen Zuordnungen verläuft
- Geometrie der Punktwolke:
  - Kubus
  - Ebene
    - \* Orthogonal
    - \* zufällig
  - Kugeloberfläche

Mit jeder Konfiguration wurden mindestens 500000 Iterationen durchgeführt, wobei zufällig Punkte mit zufälliger Anzahl (mindestens 3, maximal 100) ausgewählt wurden.

Zusätzlich wird noch mit einer zufälligen Zuordnung verglichen, um eine sinnvolle obere Schranke für die Zahl der Fehlzuordnungen zu erhalten. Die Ergebnisse in Abhängigkeit von der Anzahl der Punkte sind in Abbildung 3.53 dargestellt. Man erkennt, dass das vorgeschlagene Verfahren bei der Zuordnung von räumlichen Punktwolkenkonfigurationen häufig falsch zuordnet. Auch bei planaren Konfigurationen sind einige Fehler zu beobachten. Hierfür sind andere Verfahren besser geeignet, die allerdings Vorwissen voraussetzen.

Bei den im vorliegenden Anwendungsfall zu erwartenden Punktwolken von ca. 5–20 Punkten werden allerdings gute Ergebnisse erzielt. Es sei noch bemerkt, dass dieser Versuch die Situation beim Tracking nicht widerspiegelt, da in diesem Fall auch Vorwissen aus den vergangenen Bildern zur Verfügung steht.

#### 3.4.2 Erzielbare Trackinggenauigkeit

Zur Bestimmung der mit dem entwickelten Trackingsystem erzielbaren Genauigkeit wurde mit einem Standardverfahren experimentell ermittelt, wie genau der Mittelpunkt eines Markers bestimmt werden kann, und daraus abgeleitet, welche Auswirkungen die gemessene Genauigkeit auf die praktische Anwendung hat.

##### Messverfahren

Die Genauigkeitsbestimmung von Trackingsystemen ist ein messtechnisches Problem. Entsprechende Verfahren sind seit Längerem bekannt und wurden insbesondere von den Herstellern von Trackingsystemen weiterentwickelt. Um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu garantieren, wird deshalb auf ein Standardverfahren zurückgegriffen. Wiles et al. beschreiben es in einer Veröffentlichung von 2004 [189]. Mit einem hochgenauen Positioniergerät wird dabei ein Marker (im von Wiles beschriebenen Fall eine IR-LED) im Sichtvolumen des Trackingsystems entlang eines kartesischen Gitters bewegt. Aus der gemessenen räumlichen Position des Markers und der angefahrenen Position lässt sich dann die Messgenauigkeit für einen Marker bestimmen. Daraus können dann weitere Aussagen über die Genauigkeit des Systems abgeleitet werden. Im Rahmen dieser Arbeit ist neben der Messung der Genauigkeit des vorgeschlagenen Trackingsystems auch die Auswirkung dieser Genauigkeit auf die erzielbaren Ergebnisse wichtig, da mit Hilfe einiger Marker auf der Stirn des Patienten die Position des gesamten Kopfes bestimmt werden soll.

Zur Durchführung des Versuchs stand freundlicherweise eine Koordinatenmessmaschine (Leitz PMM-864) zur Verfügung, die eine Positioniergenauigkeit von mindestens  $10\text{ }\mu\text{m}$  erreicht. Am Messkopf

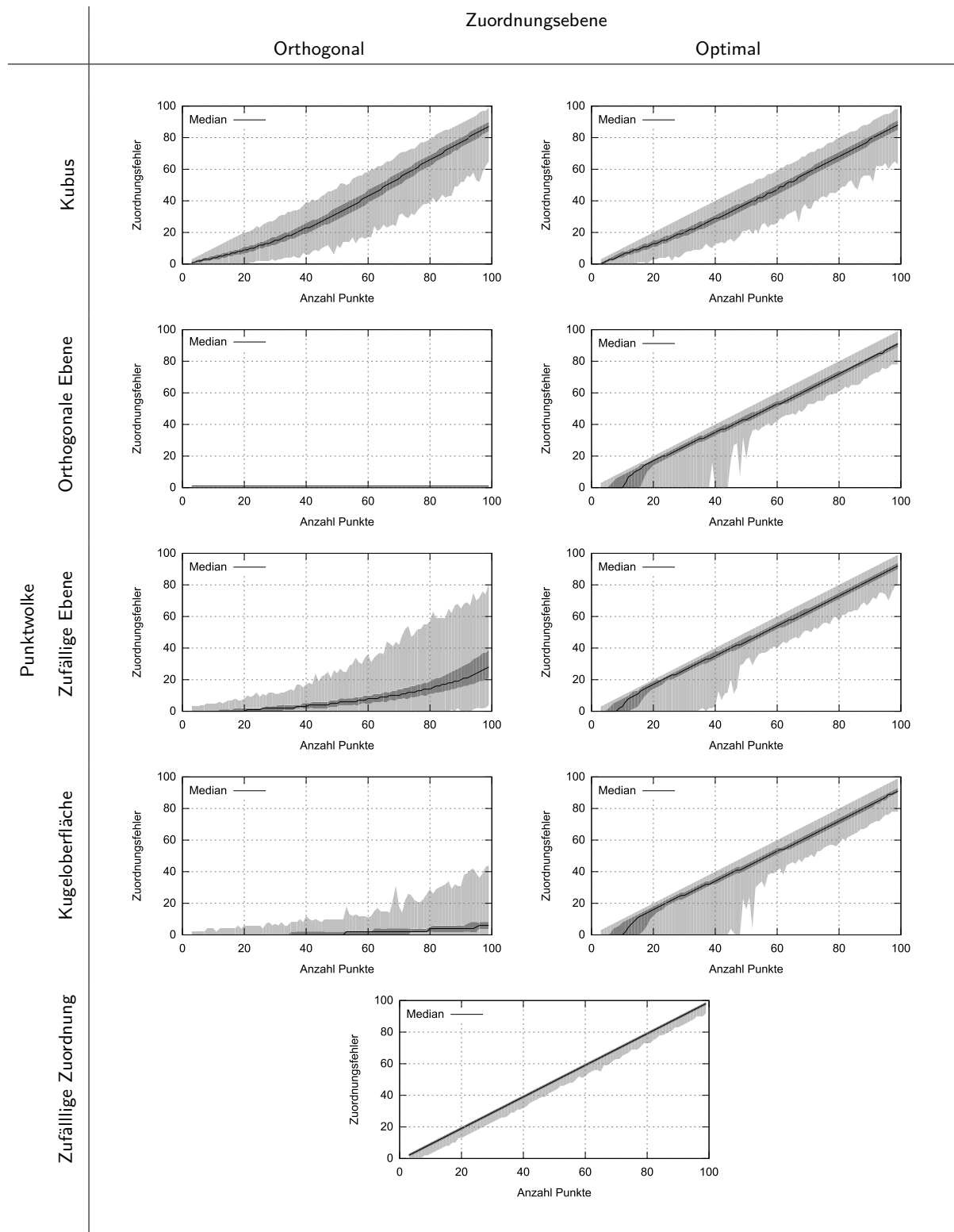


Abbildung 3.53: Zufällige Punktwolken verschiedener Größe und verschiedener Anordnung wurden mit verschiedenen Matchingstrategien zugeordnet und die Zuordnungsfehler gezählt.

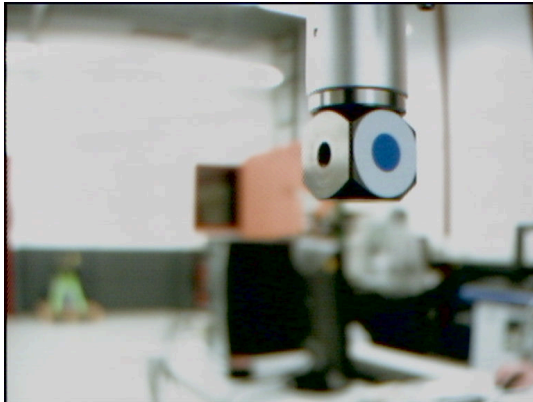


Abbildung 3.54: Am Messkopf einer Leitz PMM-864 Koordinatenmessmaschine wurde ein blauer Punkt befestigt. Da seine Position dadurch exakt bekannt ist, kann so die Genauigkeit des Trackingsystems bestimmt werden.

wurde ein blauer Marker befestigt. Die MRT-kompatiblen Kameras waren an der bereits beschriebenen Halterung montiert, so dass sie Positionen einnahmen, die für den Anwendungsfall typisch sind. Sie wurden an der Koordinatenmessmaschine so montiert, dass der Messkopf bis direkt vor die Objektive fahren kann und somit in der Lage ist, das gesamte Sichtvolumen abzufahren.

Für die Koordinatenmessmaschine wurde ein Steuerprogramm geschrieben, das den Messkopf im Sichtvolumen der Kameras in 1 cm-Schritten entlang eines kartesischen Gitters bewegt. Nach jeder Bewegung wurde manuell eine Bildaufnahme ausgelöst, wodurch von dieser Position 25 aufeinanderfolgende Bildpaare aufgenommen und abgespeichert wurden. Ein Beispiel für ein solches Bildpaar ist in Abbildung 3.54 zu sehen.

Die Kameras wurden mit dem bereits beschriebenen Verfahren kalibriert. Anschließend wurden die Messungen durchgeführt, wobei nur der relevante Bereich des Sichtvolumens der Kameras abgefahren wurde. Als relevant wurden die Bereiche angenommen, die noch innerhalb der Kopfspule liegen würden, wenn die Kameras an der Kopfspule montiert wären.

#### Auswertung und Ergebnisse

Der Kalibrierdatensatz (Bildpaare des Schachbrettmusters) umfasste 163 Aufnahmen und führte zu einem Rückprojektionsfehler (RMS) von 0.43 px im Bild der ersten und 0.47 px im Bild der zweiten Kamera. Der Umfang ist hierbei deutlich größer gewählt als nötig, um den Einfluss der Kalibrierung auf die Versuchsergebnisse zu minimieren.

In den einzelnen Bildern wurde automatisiert die Kontur des blauen Punktes als subpixelgenaue Ellipse bestimmt. Die Position des blauen Punktes wurde anschliessend mit den folgenden fünf Verfahren rekonstruiert, um dadurch den Messwerten eine bessere Aussagekraft zu geben.

- Rekonstruktion des Massenschwerpunkts der segmentierten blauen Fläche (halbe Auflösung)
- Rekonstruktion des Mittelpunkts einer um die blaue Fläche verlaufenden Ellipse
- Rekonstruktion dieser Ellipse mit der Kegelschnittmethode
- Rekonstruktion einer subpixelgenau an die Kante der blauen Fläche bestimmten Ellipse
- Rekonstruktion dieser Ellipse mit der Kegelschnittmethode

Die Ellipsenmittelpunkte bilden jeweils ein verrauschtes Gitter. Es wird dann zunächst eine rigide Transformation durchgeführt, die die mittlere quadratische Distanz zwischen den gemessenen Punkten und der bekannten Position minimiert. Das Residuum jedes einzelnen Punktes kann dann zur Bewertung

der Trackinggenauigkeit herangezogen werden. Zur Veranschaulichung wurde für jede  $z$ -Schicht des Gitters die euklidische Distanz der Punkte untersucht. Die Ergebnisse sind in Abbildung 3.55 zu sehen. Es fällt auf, dass die subpixelgenau bestimmte Ellipse sowie die Kegelschnittrekonstruktion den Fehler reduzieren. Insgesamt ist im Schärfentiefebereich der Kameras eine Trackinggenauigkeit im Submillimeterbereich möglich.

### Realistisches Verrauschen synthetischer Daten

Für das Experiment, das im folgenden Abschnitt beschrieben wird, ist es wichtig, zufällige Punkte so zu verrauschen, wie es die realen Kameras tun würden. Dies erfolgt auf Basis der Genauigkeitsmessung. Die Genauigkeitsmessung enthält für jeden Punkt des Gitters mehrere Messwerte der real ermittelten Position des Markerpunktes. Entsprechend kann für jede Gitterposition eine Reihe von Fehlervektoren ermittelt werden. Um nun einen Punkt im Sichtvolumen der Kameras  $p \in \mathbb{R}^3$  realistisch verrauschen zu können, wird die Dichteverteilung der Fehlervektoren benötigt. Mit einem entsprechenden Verfahren kann dann ein zufälliger, realistischer Fehlervektor  $d \in \mathbb{R}^3$  erzeugt werden, womit der verrauschte Punkt  $p' = p + d$  lautet.

Die Dichteverteilung der Fehlervektoren zu ermitteln gestaltet sich als schwierig. Es muss ein Schätzverfahren verwendet werden, wie zum Beispiel das von Emanuel Parzen vorgeschlagene Windowing [140], bei der die Verteilungsdichtefunktion als Linearkombination von Gaußverteilungen geschätzt wird. Die Standardabweichung schätzt man zum Beispiel mit der Formel von Bernard W. Silverman [164].

Im vorliegenden Fall würde also jeder Fehlervektor mit einer 3D-Gaußverteilung zur 3D-Gesamtverteilung beitragen. Allerdings wäre eine Implementierung einer Methode zur Erzeugung von Zufallszahlen entsprechend einer solchen Verteilung aufwändig. Es wird daher das folgende Verfahren verwendet, das mathematisch äquivalent ist, jedoch deutlich einfacher implementiert werden kann. Man erspart sich dadurch insbesondere, die Verteilungsdichtefunktion diskret abtasten zu müssen und das Hantieren mit bedingten Wahrscheinlichkeiten.

Der Grundgedanke des Verfahrens ist in Abbildung 3.56 dargestellt. Aus mehreren (gleichen, aber unterschiedlich positionierten) Gaußverteilungen wird durch Summenbildung eine komplexe Verteilung ermittelt. Es ist möglich, nach dieser komplexen Verteilung eine Zufallszahl zu ermitteln, allerdings aufwändig. Mathematisch äquivalent ist es, zunächst zufällig eine der Gaußverteilungen auszuwählen, und dann entsprechend dieser einen Verteilung eine Zufallszahl zu bestimmen. Das ist algorithmisch deutlich einfacher. Für den Fall von 3D-Verteilungen erspart man sich damit außerdem das Hantieren mit bedingten Wahrscheinlichkeiten.

Für den zu verrauschenden Punkt  $p$  werden alle Gitterpositionen in einer Entfernung von maximal 18 mm ermittelt und die entsprechenden Fehlervektoren in einer Liste gesammelt. Aus den  $n$  Fehlervektoren  $d_1, \dots, d_n \in \mathbb{R}^3$  wird zufällig und gleichverteilt ein Fehlervektor  $d_i$  ausgewählt. Mit der Formel von Silverman wird komponentenweise geschätzt, wie für die vorliegenden Fehlervektoren die Standardabweichung für die Gaußverteilung gewählt werden sollte. Entsprechend der 3D-Gaußverteilung mit  $\mu = 0$  und  $\sigma = (\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z)$  entsprechend der Formel von Silverman wird dann mit einem beliebigen Verfahren ein Zufallsvektor  $d$  erzeugt. In dieser Arbeit wurden dafür die entsprechenden Funktionen der Boost-Bibliothek [38] verwendet. Der verrauschte Punkt ist dann  $p' = p + d_i + d$ .

### Bedeutung der Trackinggenauigkeit auf den Anwendungsfall

Die Genauigkeit eines Trackingsystems beschreibt, wie die gemessene Position eines einzelnen Markers mit der Realität übereinstimmt. Im vorliegenden Fall hat das nur eine relativ geringe Aussagekraft. Die Marker sind an der Stirn des Patienten befestigt. Entsprechend vervielfältigt sich der Fehler über einen gedachten Hebel zwischen Stirn und Hinterkopf (Abbildung 3.57). Die ermittelte Position des

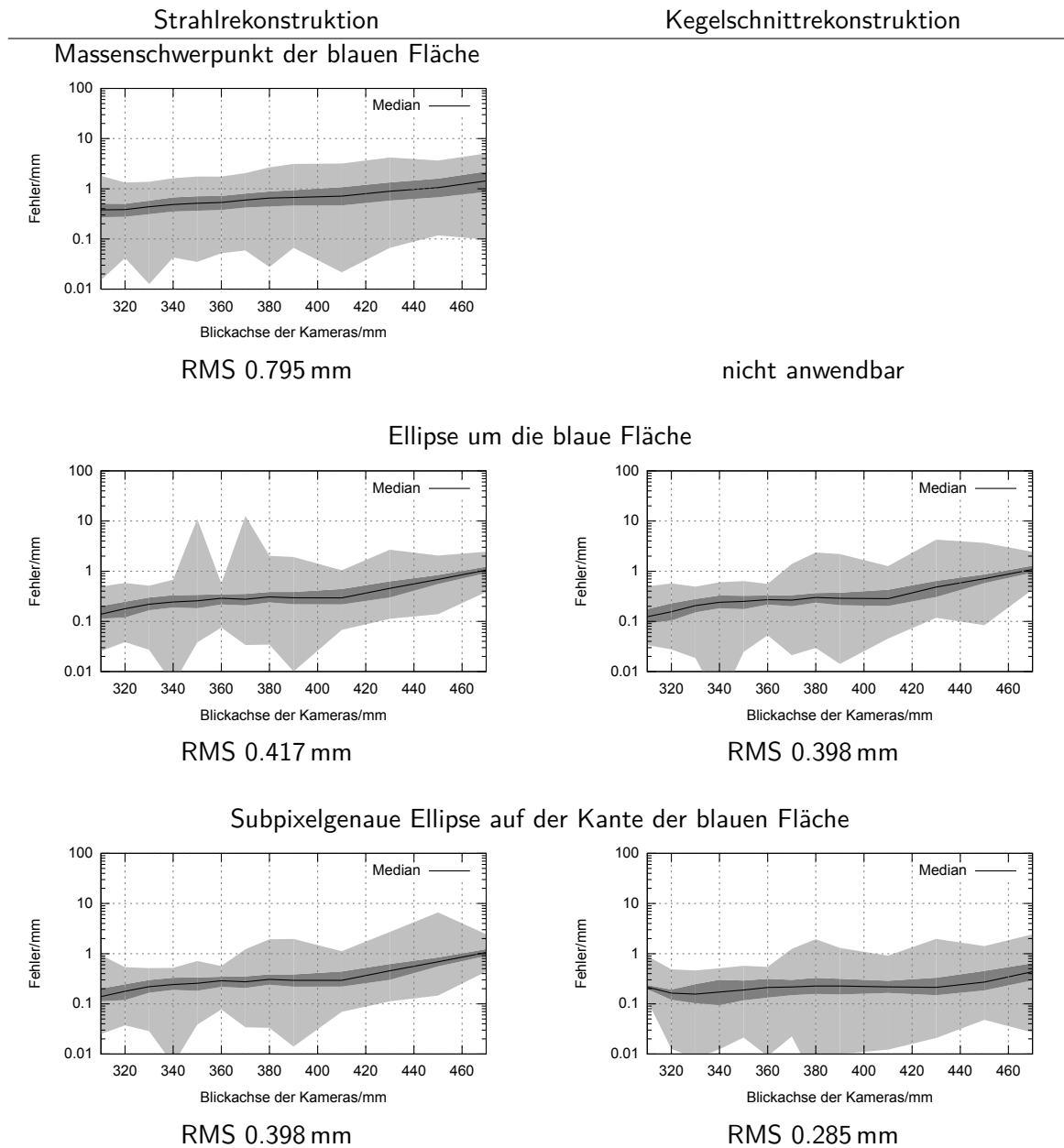


Abbildung 3.55: Ergebnisse der Genauigkeitsmessung entsprechend der verschiedenen Rekonstruktionsmethoden. In den Diagrammen repräsentiert die x-Achse die Blickrichtung des Kamerasystems im Koordinatensystem der Koordinatenmessmaschine in mm. Auf der y-Achse ist der Messfehler in mm aufgetragen, wobei der Bereich zwischen kleinstem und größtem beobachtetem Fehler einer Schicht hellgrau markiert ist. In Dunkelgrau ist der Bereich zwischen den 25%- und 75%-Quantilen markiert, in Schwarz der Median. Man kann deutlich erkennen, dass die subpixelgenaue Ellipse zu einer deutlichen Verbesserung der Genauigkeit führt, insbesondere im Tiefenschärfebereich der Kameras.

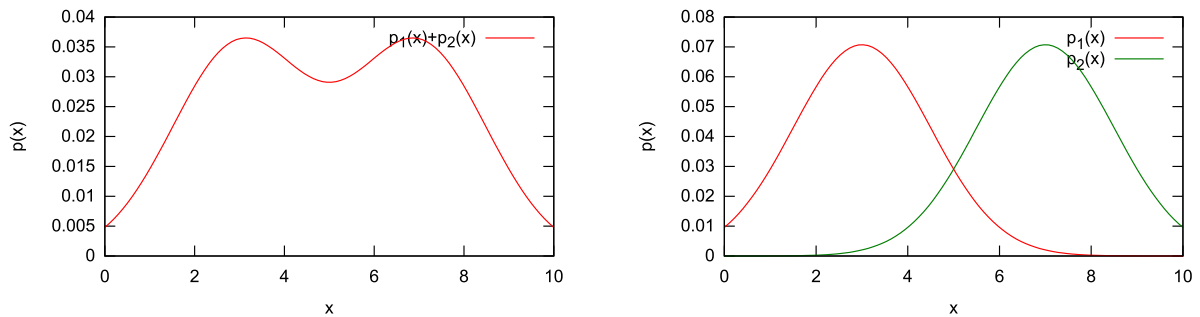


Abbildung 3.56: Die Summe zweier Verteilungen (links) und die zugrundeliegenden Gaußverteilungen (rechts). Anstatt entsprechend der Summenverteilung eine Zufallszahl zu bestimmen (was möglich, aber aufwändig ist), kann man zunächst gleichverteilt eine der beiden Gaußverteilungen auswählen und dann entsprechend dieser Verteilung eine Zufallszahl bestimmen.



Abbildung 3.57: Bei der Messung der Trackinggenauigkeit ist zu beachten, dass man zunächst nur die Genauigkeit bestimmt, mit der die Punktwolke (blaue Punkte) lokalisiert wird. Für den Bewegungsausgleich ist aber relevant, wie genau der gesamte Schädel positioniert wird. Der ermittelte Fehler setzt sich über einen gedachten Hebel  $h$  bis zum Hinterkopf verstärkt fort. Im vorgestellten Experiment wird das berücksichtigt.

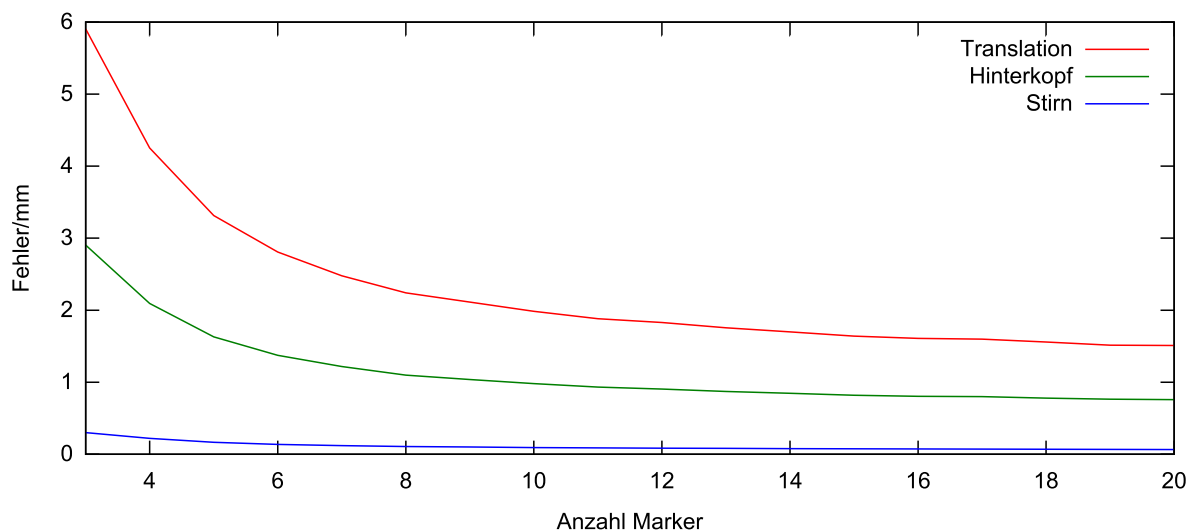


Abbildung 3.58: Ausgehend von der Genauigkeit, mit der ein einzelner Markerpunkt lokalisiert werden kann (Abbildung 3.55), kann bestimmt werden, wieviele Markerpunkte verwendet werden müssen, um die Position des Schädels mit einer bestimmten Genauigkeit messen zu können. Dabei ist zu beachten, dass die Genauigkeit für einen Punkt am Hinterkopf geringer ist, weil zum Tracking eine Punktwolke auf der Stirn verwendet wird.

Hinterkopfes ist entsprechend ungenauer. Um dies quantitativ beurteilen zu können, wird folgendes Experiment gemacht, das einen Monte-Carlo-Ansatz verwendet.

Mit der Kalibrierung, die bei der Genauigkeitsmessung erstellt wurde, wird ein virtuelles Kamerasystem erzeugt. Als Modell für einen Patientenkopf dient eine Kugel mit 20 cm Durchmesser im Blickfeld der Kameras. Es werden nun zufällig Punkte auf der sichtbaren Oberfläche dieser Kugel erzeugt, wobei auch die Anzahl der Punkte zufällig bestimmt wird. Die zufälligen Punkte werden verrauscht. Dazu kommen die Ergebnisse der Genauigkeitsmessung zum Einsatz: zu jedem Punkt werden die drei nächsten Gitterpositionen bestimmt. Anhand der Messfehler wird dann für die drei Raumachsen ein zufälliger Fehler mit gleicher Verteilung bestimmt und dieser auf den Punkt addiert.

Die verrauschten Punkte werden verwendet, um eine rigide Transformation zwischen verrauschten und unverrauschten Punkten zu bestimmen. Diese Transformation wird verwendet, um einen Punkt auf der Rückseite der Kugel zu bewegen. In Abbildung 3.58 ist die Auswirkung der Messgenauigkeit in Abhängigkeit von der Anzahl der Markerpunkte auf die bestimmte Transformation (Transformation, Rotation, Verschiebung des Punktes am Hinterkopf) zu sehen.

#### Beweglichkeit der Kopfhaut

Die Auswirkung der Beweglichkeit der Kopfhaut auf die Genauigkeit des vorgeschlagenen Verfahrens wurde experimentell mit Probanden untersucht (Abbildung 3.59). Dazu wurde an der Kameralhalterung eine Holzleiste befestigt, auf die die Probanden beißen sollten. Dadurch ist sichergestellt, dass die Kameras unbewegt zum Schädel des Probanden bleiben. Von jedem Proband wurden zwei Datensätze erfasst. Für den ersten Datensatz wurden die Probanden aufgefordert, ruhig zu bleiben und „keine Miene zu verziehen“, so dass die Trackingmarker sich möglichst wenig bewegen. Für den zweiten Datensatz wurden sie aufgefordert, wiederholt die Stirn zu runzeln oder eine oder beide Augenbrauen hochzuziehen. Jeder Datensatz bestand aus den aufgezeichneten Transformationen, die mit dem beschriebenen Verfahren ermittelt wurden, sowie den Positionen der Markerpunkte im Raum relativ



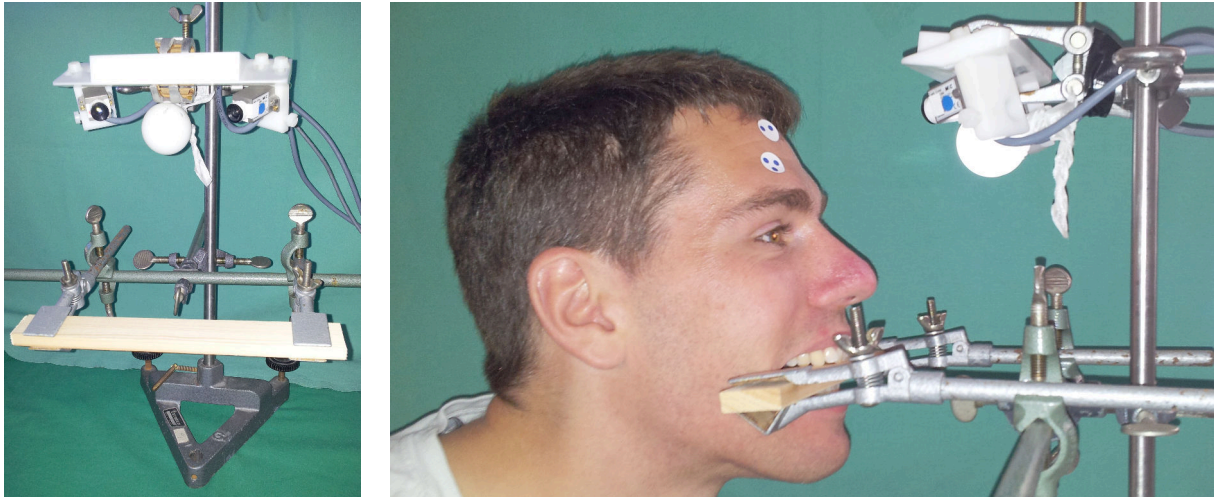


Abbildung 3.59: Kameras und eine Holzleiste wurden für den Probandenversuch zur Ermittlung der Beweglichkeit der Kopfhaut auf einem Stativ montiert. Durch kräftiges Beißen auf eine Holzleiste wurde sichergestellt, dass sich die Kameras starr zum Kopf des Probanden befinden. Anschließend konnte über das Trackingsystem gemessen werden, wie stark sich die Positionen der Markerpunkte (und in der Folge die ausgegebene Transformation) ändert, wenn der Proband still hält bzw. stark die Stirn runzelt.

zu den Trackingkameras.

Von drei repräsentativen Probanden sind die aufgezeichneten Daten abgebildet: In Abbildung 3.60 sind die Datensätze zu sehen, bei denen die Probanden stillgehalten haben, in Abbildung 3.61 die Datensätze, bei denen die Probanden die Stirn bewegt haben. Es sind jeweils die Auslenkungen der sichtbaren Markerpunkte (grau) sowie der Betrag der Translationskomponente der ermittelten Transformation dargestellt.

Allgemein kann beobachtet werden, dass der Einfluss der Beweglichkeit der Kopfhaut auf die Trackinggenauigkeit bei kooperativen Patienten (die sich bemühen sich nicht zu bewegen) im Submillimeterbereich liegt. Nichtkooperative Patienten können Fehler in der Größenordnung mehrerer Millimeter verursachen. Insbesondere ist der Einfluss der Bewegungen einzelner Markerpunkte reduziert, weil die Transformation aus der Bewegung aller sichtbarer Markerpunkte bestimmt wird.

### Schlussfolgerungen

Man muss bei der Anwendung des Trackingsystems zwischen zwei Fällen unterscheiden:

- Ausgleich langsamer Kopfbewegungen zum Zweck der virtuellen Immobilisation
- Ausgleich schneller Kopfbewegung zur Vermeidung von Bewegungsartefakten

Der vorgeschlagene Ansatz zum Kopftracking hat seine Grenzen, die allerdings im Rahmen der Anwendung (Abschnitt 3.4.3) betrachtet werden müssen.

Aus der Beweglichkeit der Kopfhaut folgt eine reduzierte Genauigkeit. Kooperation des Patienten ist also erforderlich, wenn eine Genauigkeit im Submillimeterbereich erzielt werden soll. Außerdem ist die Nutzbarkeit des Ansatzes derzeit eingeschränkt durch die verwendeten Kameras, die mit einer Bildfrequenz von 25 Hz deutlich unter der Aufnahmefrequenz des verwendeten Bildgebungsprotokolls liegt.

Eine Vermeidung von Bewegungsartefakten ist mit dem vorgestellten System nicht möglich. Das wird sich auch im folgenden Abschnitt zeigen, in dem die klinische Anwendung erklärt wird. Die

### 3 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras

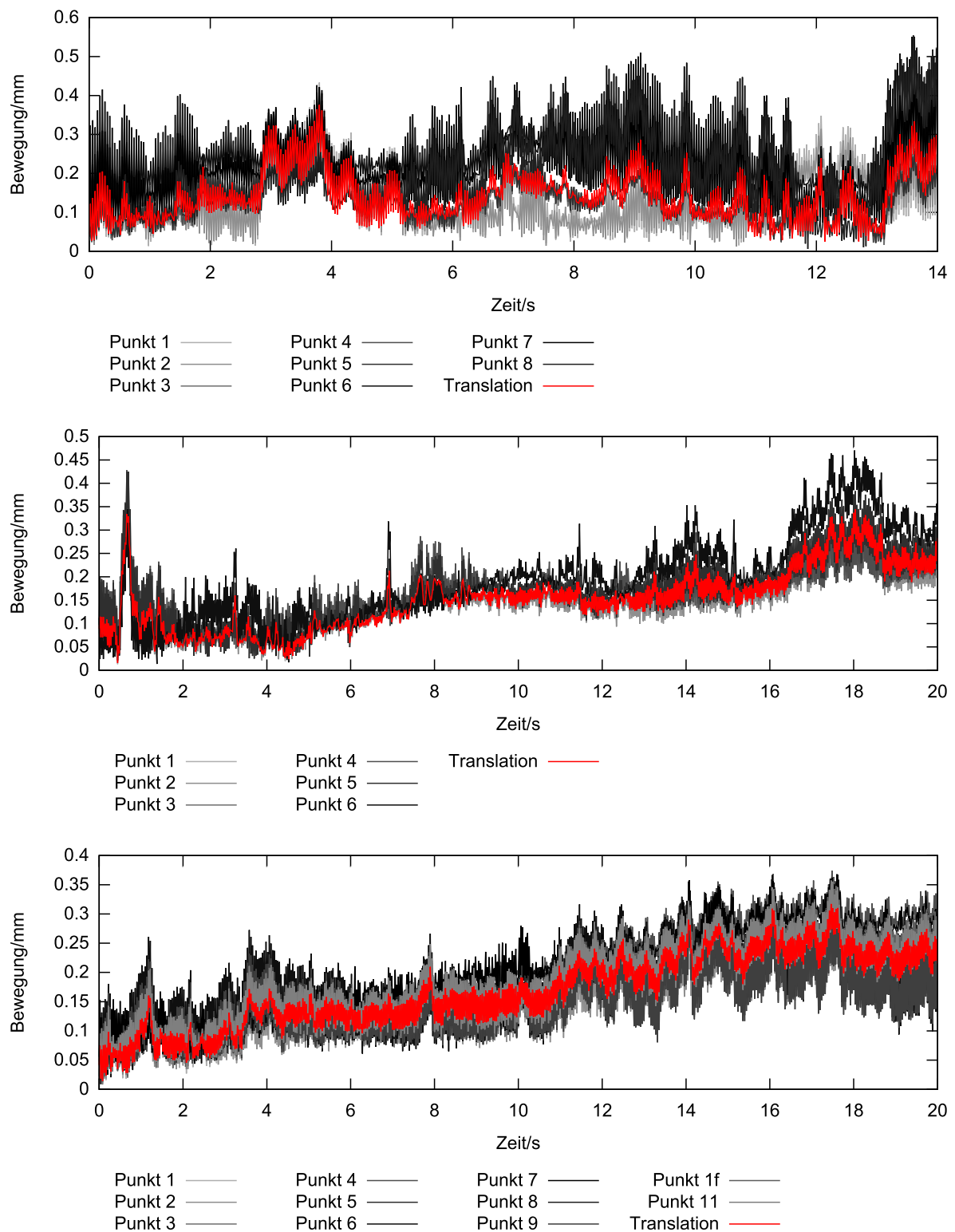


Abbildung 3.60: Von drei Probanden, deren Kopf relativ zu den Trackingkameras fixiert war, wurde die Bewegung der Markerpunkte (graue Kurven) und der Betrag der Translationskomponente der ermittelten Transformation (rote Kurve) aufgezeichnet. Die Probanden waren angewiesen, sich nicht zu bewegen.

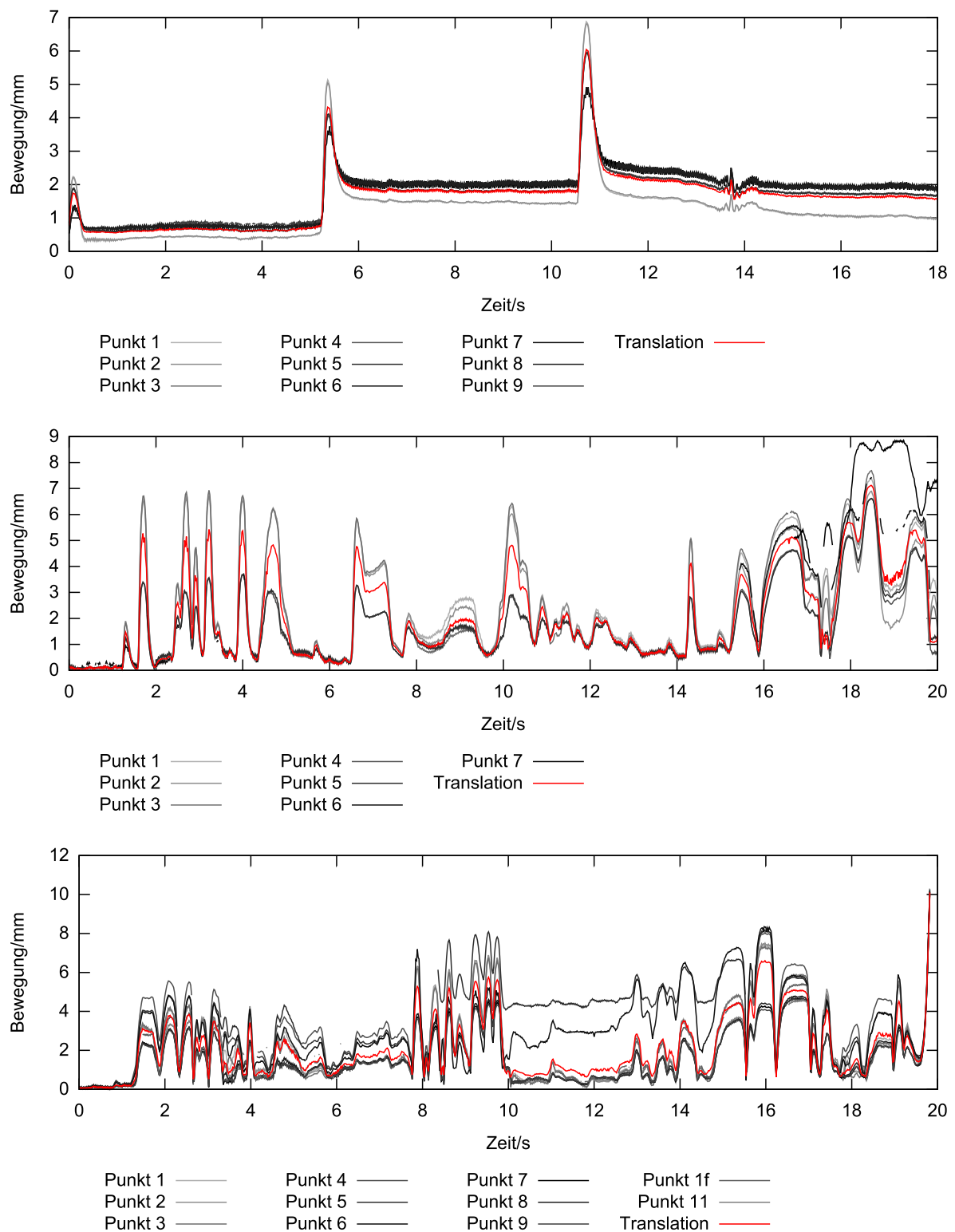


Abbildung 3.61: Der gleiche Versuch wurde mit den Probanden wiederholt, wobei sie nun die Stirn heftig bewegen sollten, zum Beispiel durch Stirnrunzeln oder Hochziehen der Augenbrauen. Man sieht deutlich, dass die Auswirkungen der Bewegung auf die ermittelte Transformation geringer ist als auf die einzelnen Markerpunkte.

begrenzenden Faktoren sind hierbei die Auflösung, Bildqualität und Bildfrequenz der verwendeten Kameras.

Bei der angestrebten Anwendung allerdings (geringe MRT-Auflösung und lange Untersuchungsdauer) funktioniert das System dennoch gut, weil hier prinzipiell nur eine virtuelle Immobilisation während einer sehr langen Untersuchungsdauer benötigt wird.

#### 3.4.3 Klinische Anwendung

Das System, das im bisherigen Teil dieses Kapitels beschrieben wurde, wurde implementiert und im Rahmen eines Forschungsprojektes an der Uniklinik Mannheim installiert und evaluiert.

##### **Physiologische MR-Bildgebung während der Thrombolyse von akuten Schlaganfall-Patienten**

Als ischämischen Schlaganfall bezeichnet man eine akute Erkrankung des Gehirns, bei der ein das Gehirn mit Blut versorgendes Gefäß durch einen Thrombus verschlossen wird. Unbehandelt würde der betroffene Teil des Gehirns absterben. Nach Diagnose ist die übliche Behandlung eines Schlaganfalls die Thrombolyse. Sie erfolgt als Infusion über einen Zeitraum von einer Stunde [192] und hat zum Ziel, diesen Thrombus medikamentös abzubauen. Dadurch soll die Durchblutung des Gehirns so weit wie möglich wieder hergestellt werden und schwerwiegende Folgen durch eine Schädigung des Gehirns vermieden werden.

Jährlich erleiden mehr als 300.000 Menschen in Deutschland einen Schlaganfall, etwa 30.000 sterben daran [167]. Die Erkennung und Behandlung des Schlaganfalls ist zeitkritisch. Die Thrombolyse muss innerhalb eines Zeitfensters von 4,5 h erfolgt sein [183].

Im Rahmen des BMBF-Nachwuchsgruppenprojekts „Physiologische MR-Bildgebung während der Thrombolyse von akuten Schlaganfall-Patienten“<sup>4</sup> wurde untersucht, wie die moderne MR-Bildgebung verwendet werden kann, um in der akuten Phase des ischämischen Schlaganfalls hämodynamische Vorgänge sichtbar zu machen. Dadurch wird es möglich, Einflüsse durch die Thrombolyse mit MR-tomografischen Techniken zu analysieren. Es kommen Arterial-Spin-Labeling-Messungen (ASL) zum Einsatz, die den zerebralen Blutfluss auch ohne Kontrastmittel sichtbar machen können [98, 65].

Arterial-Spin-Labeling-MR-Bildgebung (ASL-MRT) ist eine nichtinvasive Methode, die Durchblutung sichtbar zu machen [190]. Sie soll hier kurz beschrieben werden, da es für das Verständnis der folgenden Versuche wichtig ist. Man verwendet die Wassermoleküle des Blutes als Indikator. Sie werden zunächst magnetisch markiert und dann nach einer Pause, während der das markierte Blut in das Gehirngewebe gelangen kann, eine Aufnahme gemacht. Zuvor wurde eine zweite Aufnahme gemacht, bei der aber nicht markiert wurde. Der Blutfluss, der in der Zwischenzeit stattgefunden hat, stellt sich in der Differenz der beiden Aufnahmen dar.

Während einer Messung über den Zeitraum von einer Stunde sind Kopfbewegungen des Patienten nicht zu vermeiden. Beim verwendeten Protokoll waren die Einzelmessungen sehr kurz, folglich gegenüber Bewegungen relativ unanfällig. Da allerdings alle Einzelmessungen gleich orientiert sein sollen, wurde das in dieser Arbeit beschriebene Trackingsystem verwendet, um die Messung der Patientenbewegung zu ermöglichen. Aus diesem Grund wäre auch ein Einsatz bei funktionaler MRT oder Spektroskopie denkbar.

Ein MR-Tomograf von Siemens (Trio) mit einer Feldstärke von 3 T stand an der Uniklinik Mannheim für dieses Experiment zur Verfügung [1, 5]. Das hier beschriebene Trackingsystem wurde installiert und per Ethernet mit dem MRT-System verbunden. Zum Bewegungsausgleich kam die Softwarebibliothek XPACE zum Einsatz [196], die die Bewegungsdaten als UDP-Datenpakete empfing und verarbeitete.

---

<sup>4</sup>BMBF-Projekt 01EV0702

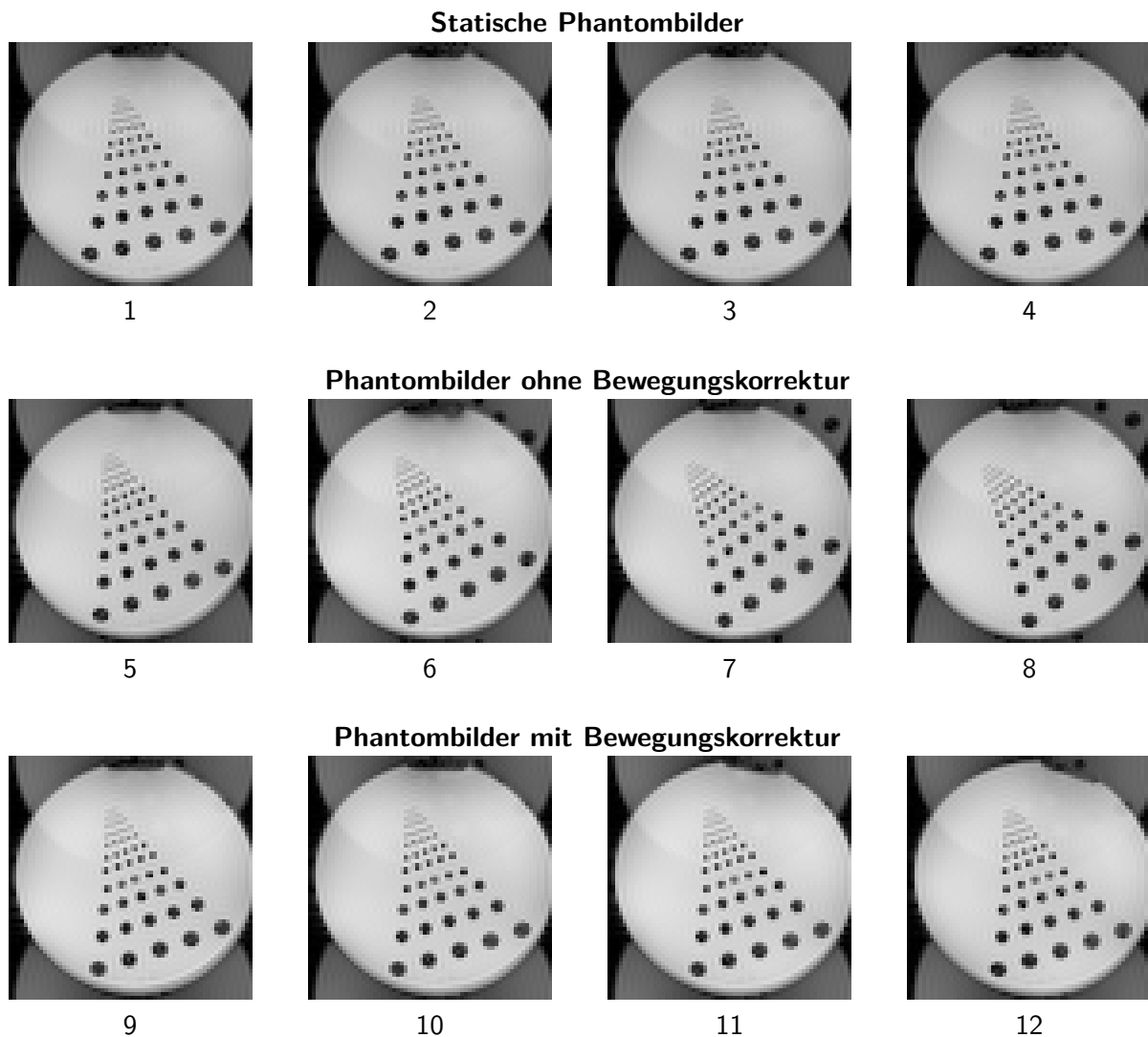


Abbildung 3.62: Die Funktionsfähigkeit des vorgestellten Trackingsystems wurde an einem Phantom überprüft. Obere Reihe: Unbewegtes Phantom. Mittlere Reihe: Bewegtes Phantom, Bewegungskorrektur ausgeschaltet. Untere Reihe: Phantom wurde auf die gleiche Weise bewegt, Bewegungskorrektur eingeschaltet. Als Indikator für die tatsächliche Orientierung kann die Luftblase dienen, die sich immer am oberen Rand des Phantoms befindet. Es ist von den aufgenommenen Bildvolumen jeweils nur eine Schicht abgebildet.

### Phantomexperiment

Die Funktionsfähigkeit der verwendeten Bibliothek XPACE und der Netzwerkverbindung zwischen Trackingsystem und MRT-System sowie die Exaktheit der Kalibrierung wurden zunächst an einem Phantom überprüft. Als Phantom wurde eine Kunststoffbox verwendet, in die die Kugeln, die auch zur Kreuzkalibrierung verwendet wurden, eingeklebt wurden. Die Box wurde mit Markerpunkte beklebt und in den MRT gelegt. Sie wurde während den Aufnahmen von Hand bewegt. Es wurden zweimal vier Aufnahmen angefertigt, einmal mit ausgeschalteter, einmal mit eingeschalteter Bewegungskorrektur. Beide Male wurde das Phantom auf die gleiche Weise bewegt.

In Abbildung 3.62 sind die Aufnahmen abgebildet. Man erkennt, dass die Bewegungskorrektur das

Registrierfehler von statischen Phantombildern									
Translation (mm)	1	2	3	4	Rotation (Grad)	1	2	3	4
1	0	0.06	0.08	0.08	1	0	0.04	0.05	0.06
2	0.06	0	0.03	0.02	2	0.04	0	0.04	0.03
3	0.08	0.03	0	0.01	3	0.05	0.04	0	0.04
4	0.08	0.03	0.01	0	4	0.05	0.03	0.04	0

Registrierfehler von Phantombildern ohne Bewegungskorrektur									
Translation (mm)	5	6	7	8	Rotation (Grad)	5	6	7	8
5	0	0.61	1.02	1.27	5	0	3.15	0.45	1.35
6	0.63	0	0.50	0.70	6	3.29	0	4.19	5.73
7	1.01	0.53	0	0.25	7	0.47	4.28	0	1.47
8	1.25	0.74	0.25	0	8	1.44	5.83	1.48	0

Registrierfehler von Phantombildern mit Bewegungskorrektur									
Translation (mm)	9	10	11	12	Rotation (Grad)	9	10	11	12
9	0	0.55	0.58	0.69	9	0	0.59	0.94	1.33
10	0.54	0	0.16	0.27	10	0.63	0	0.44	0.85
11	0.56	0.16	0	0.38	11	0.93	0.44	0	0.6
12	0.71	0.26	0.38	0	12	1.26	0.83	0.6	0

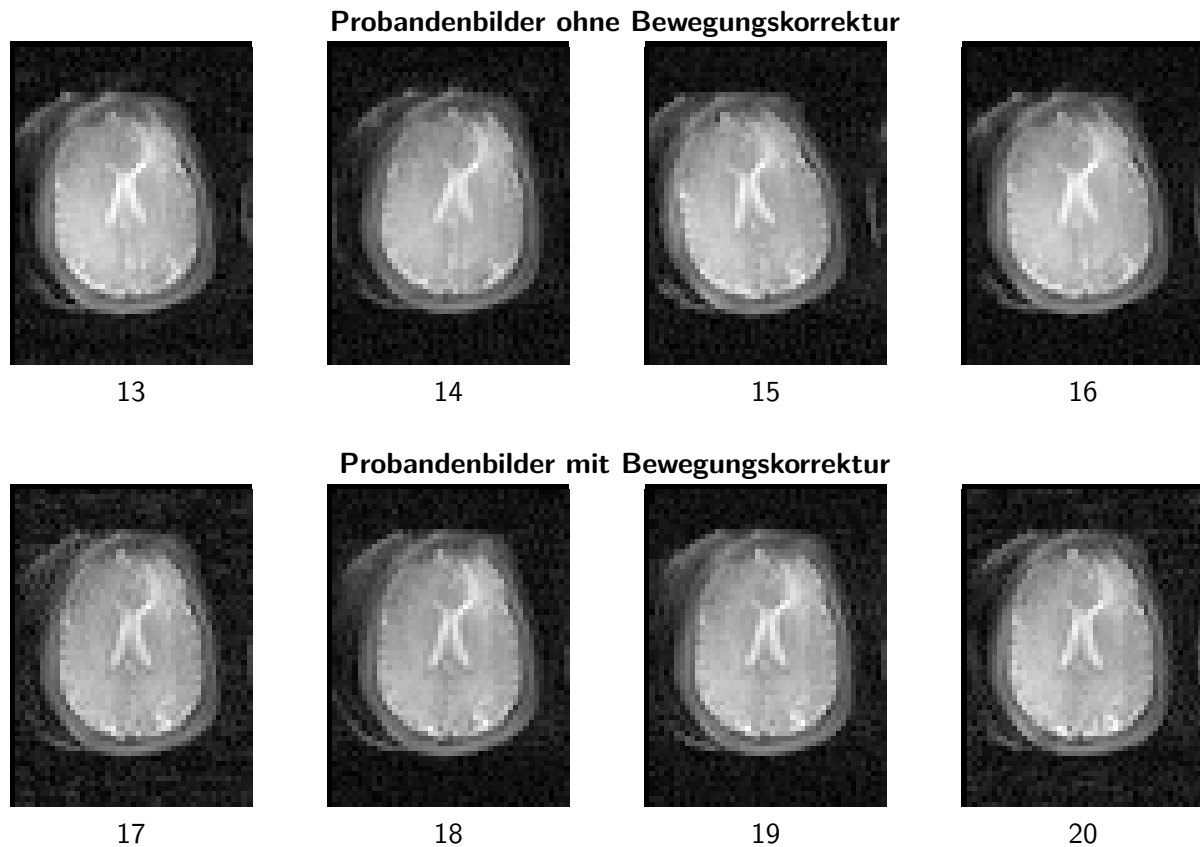
Tabelle 3.4: Die Funktionsfähigkeit des vorgestellten Trackingsystems wurde an einem Phantom überprüft (Abbildung 3.62). Die Bilder des Phantoms wurden nachträglich paarweise automatisch bildbasiert registriert. In den Tabellen sieht man, dass die eingeschaltete Bewegungskorrektur den Fehler, der durch die Registrierung ausgeglichen werden muss, deutlich reduziert. Der Registrierfehler bei den statischen Bildern resultiert MRT-Bildrauschen, der die Genauigkeit des Registrierverfahrens beschränkt.

Phantom an seiner ursprünglichen Position im Bild fixiert.

Um quantitative Aussagen über die Bilder machen zu können, wurden sie jeweils paarweise miteinander registriert. Dazu wurden die entsprechenden Module der Bibliothek ITK verwendet. Als Bildmetrik wurde die normalisierte Kreuzkorrelation gewählt, da im Wesentlichen gleichartige Bilder verglichen werden sollen, die sich nur in der Helligkeit minimal unterscheiden. Von den ermittelten Transformationen wurde der Drehwinkel und die Translation bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3.4 wiedergegeben.

#### Klinisches Experiment mit Probanden

Im weiteren Verlauf des Experiments wurden weitere Aufnahmen von gesunden Probanden an zwei Terminen angefertigt. Am ersten Termin stand ein Proband (männlich, 34 Jahre) zur Verfügung. Am zweiten Termin standen weitere drei Probanden zur Verfügung (2 männlich, 1 weiblich, Alter 32–40). Die Stirn der Probanden wurde mit blauen Punkten präpariert. Die Probanden wurden angewiesen, sich während der Bildaufnahme zu bewegen. Von ihnen wurden Bildsequenzen aufgenommen, und zwar sowohl mit als auch ohne Bewegungskompensation. Beide Male führten die Probanden ähnliche Bewegungen aus.



<b>Registrierfehler von Probandenbildern ohne Bewegungskorrektur</b>									
Translation (mm)	13	14	15	16	Rotation (Grad)	13	14	15	16
13	0	10.00	7.45	0.34	13	0	6.62	7.18	1.79
14	9.97	0	17.33	9.70	14	6.59	0	14.06	8.34
15	7.42	17.30	0	7.72	15	7.35	14.17	0	5.6
16	0.34	9.69	7.71	0	16	1.78	8.32	5.6	0

<b>Registrierfehler von Probandenbildern mit Bewegungskorrektur</b>									
Translation (mm)	17	18	19	20	Rotation (Grad)	17	18	19	20
17	0	1.86	1.87	0.83	17	0	1.1	0.66	2.67
18	1.85	0	1.03	2.19	18	1.08	0	1.48	1.37
19	1.88	1.04	0	2.51	19	0.64	1.48	0	2.88
20	0.78	2.20	2.50	0	20	2.58	1.37	2.91	0

Abbildung 3.63: Die Funktionsfähigkeit des vorgestellten Trackingsystems wurde bei einem Experiment mit einem Probanden überprüft. Es wurden zwei Reihen aufgenommen, wobei der Proband beide Male den Kopf auf die gleiche Weise bewegte. Obere Reihe: Bewegungskorrektur ausgeschaltet; untere Reihe: Bewegungskorrektur eingeschaltet. Es ist von den aufgenommenen Bildvolumen jeweils nur eine Schicht abgebildet. Die Bilder des Probanden wurden nachträglich paarweise registriert. In den Tabellen sieht man, dass die eingeschaltete Bewegungskorrektur den Fehler, der durch die Registrierung ausgeglichen werden muss, deutlich reduziert.

Die Parameter des ASL-Bildgebungsprotokolls waren im Einzelnen:

- Gepulste ASL-Spinocho-Bildgebung
- FAIR-Präparation (Flowsensitive Alternating Inversion Recovery)
- 3D-GRASE-Bildauslesesequenz [62, 51] mit 20 Partitionen,  $TI = 2300$  ms,  $TR = 3500$  ms
- Auflösung
  - $5 \times 5 \times 4$  mm<sup>3</sup>, 10 Wiederholungen (Niedrige Auflösung)
  - $3.6 \times 3.6 \times 3.0$  mm<sup>3</sup>, 2 Segmente, 3 Bilder gemittelt (Hohe Auflösung)

Erwähnenswert ist an dieser Stelle, dass das System bei dem ersten Termin direkt vor der Messung kalibriert wurde, die Kalibrierung des Systems beim zweiten Termin hingegen einige Wochen vor dem Experiment erfolgte. Damit konnte gezeigt werden, dass der Kalibriervorgang beim verwendeten Aufbau nicht notwendigerweise vor jeder Messung durchgeführt werden muss.

Die Bilder vom ersten Probanden sind in Abbildung 3.63 dargestellt. Die Auswirkung der Kopfbewegung und der Bewegungskompensation wurde quantitativ untersucht, indem mit dem bereits erwähnten Verfahren die Bilder rigide registriert wurden. Die Ergebnisse sind in den Tabellen wiedergegeben.

Die Bilder von einem repräsentativen Probanden am zweiten Termin sind ebenfalls abgebildet: In Abbildung 3.64 sind die T1-gewichteten Kontrollbilder dargestellt, in Abbildung 3.65 sind die dazugehörigen perfusionsgewichteten Aufnahmen zu sehen. Die Kopfbewegung hat das Perfusionssignal signifikant gestört und damit unbrauchbar gemacht. Die Bewegungskorrektur ist in der Lage, das Perfusionssignal wieder herzustellen. Auf eine quantitative Analyse musste hier verzichtet werden, da die Volumendaten nicht vorlagen.

#### Praktische Aspekte

An dieser Stelle muss auch der mechanische Aufbau, also die Halterung für die Kameras, betrachtet werden. Die Halterung wird auf die Kopfspule aufgesetzt und dann bis zum vorderen Anschlag geschoben. Im vorigen Abschnitt wurde bereits erwähnt, dass auch eine mehrere Wochen alte Kalibrierung zu brauchbaren Ergebnissen führen kann.

Es wurde allerdings bei manchen Bildgebungsprotokollen beobachtet, dass der Aufbau zum Schwingen gebracht wurde. In Abbildung 3.66 auf Seite 113 ist die für ein statisches Objekt ermittelte Transformation über die Zeit aufgetragen, sowie die relative Bewegung der gemessenen Position eines Markerpunktes. Die Bewegung des Punktes zum Zeitpunkt der Bildaufnahme und die Auswirkungen auf die ermittelte Transformation sind deutlich zu erkennen.

Als Ursache für diese Schwingung konnte die Vibration des Tomographen eingegrenzt werden. Der Kamerahalter, der auf der Kopfspule aufgesetzt ist, verstärkt diese Vibrationen.

## 3.5 Zusammenfassung

### Kopftracking in der MRT

Bei der MRT ist Patientenbewegung ein Problem. Es gibt verschiedene Wege, dieses Problem in den Griff zu bekommen. Für die Schädel-MRT hat sich gezeigt, dass mit Trackingsystemen der Steuerrechner des MRT in die Lage versetzt wird, vor jedem Auslesevorgang die Gradientenfelder an die aktuelle Position des Kopfes des Patienten anzupassen. Dadurch lassen sich viele Bildartefakte vermeiden. Außerdem wird es möglich, bei zu heftiger Bewegung während des Auslesevorgangs die Daten zu verwerfen und erneut aufzunehmen.



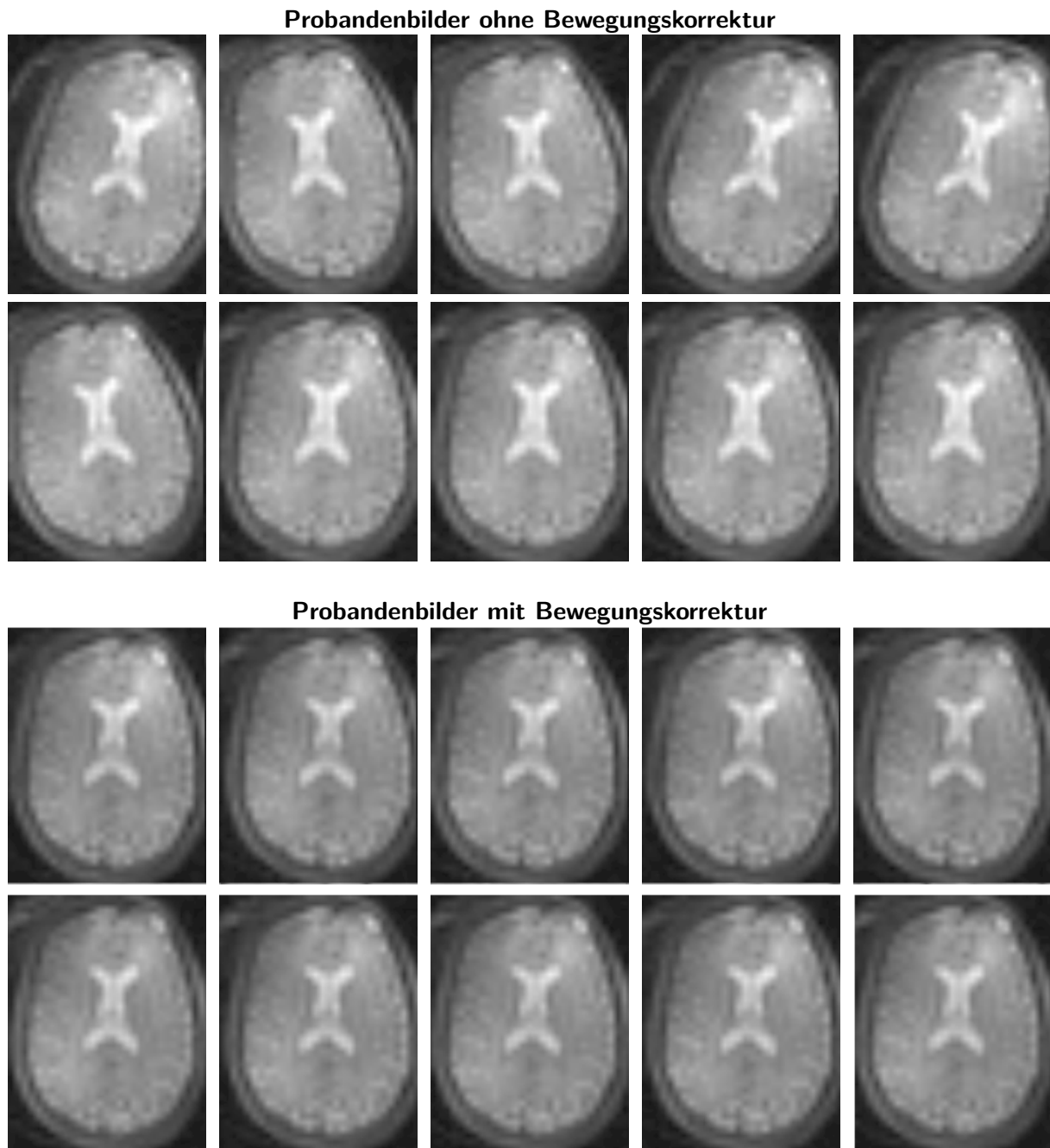


Abbildung 3.64: Von einem repräsentativen Probanden wurden MRT-Aufnahmen mit und ohne Bewegungskorrektur aufgenommen. Analog zu den Bildern in Abbildung 3.63 wurden ebenfalls zwei Messreihen aufgenommen, wobei der Proband beide Male den Kopf auf ähnliche Weise bewegte. Bei der ersten Messreihe war die Bewegungskorrektur ausgeschaltet, bei der zweiten Messreihe war sie eingeschaltet. Hier sind die (T1-gewichteten) Kontrollbilder (jeweils nur eine Schicht) dargestellt. Man erkennt, dass die Bewegungskorrektur den Kopf im Bild an seiner ursprünglichen Stelle fixiert. In Abbildung 3.65 sind die zugehörigen perfusionsgewichteten Bilder dargestellt.

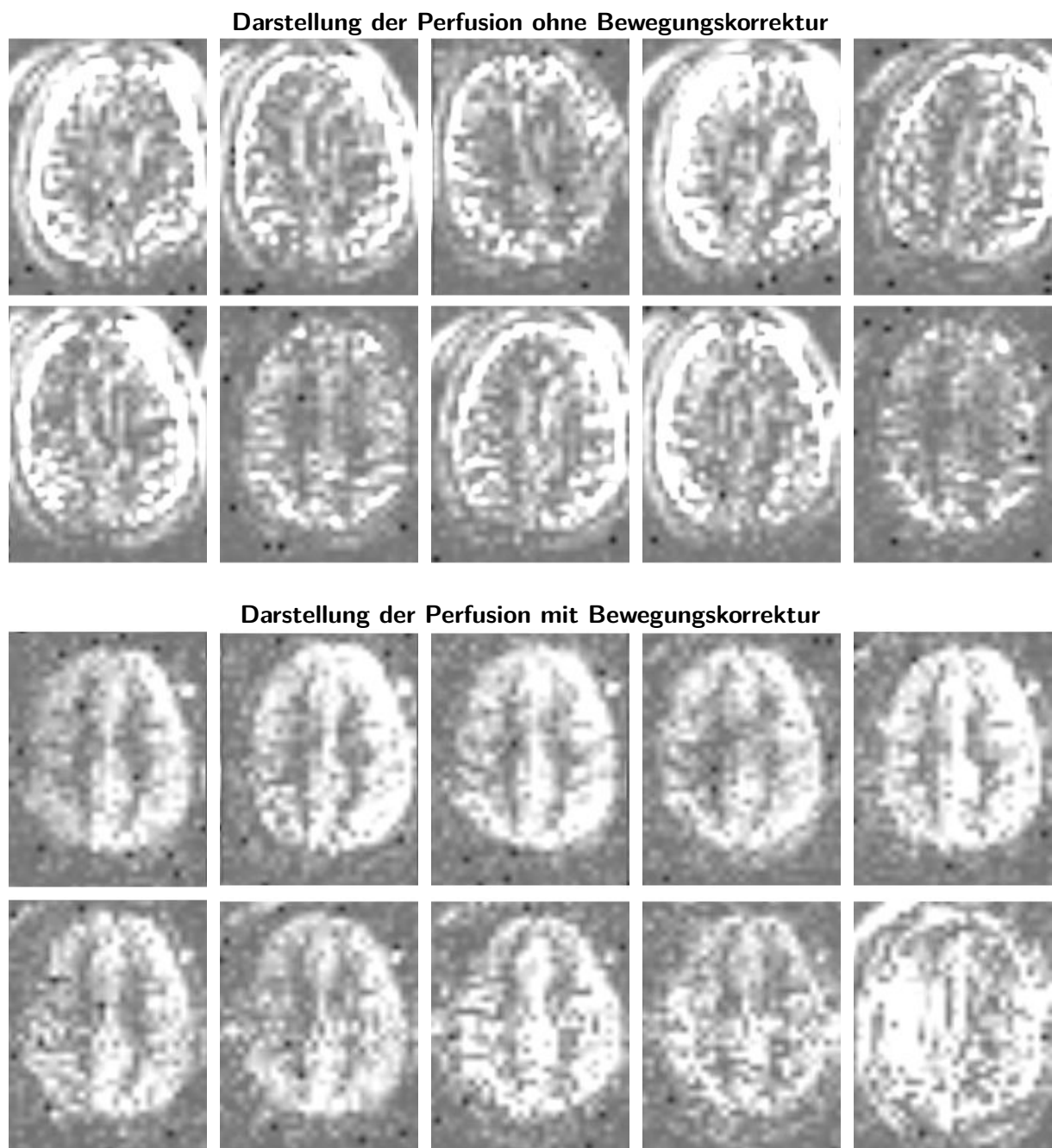


Abbildung 3.65: Zu den MRT-Aufnahmen aus Abbildung 3.64 sind hier die zugehörigen perfusionsgewichteten Bilder (jeweils nur eine Schicht) dargestellt. Man erkennt, dass die Kopfbewegung das Perfusionssignal signifikant stört und unbrauchbar macht. Die Bewegungskorrektur stellt es wieder her.

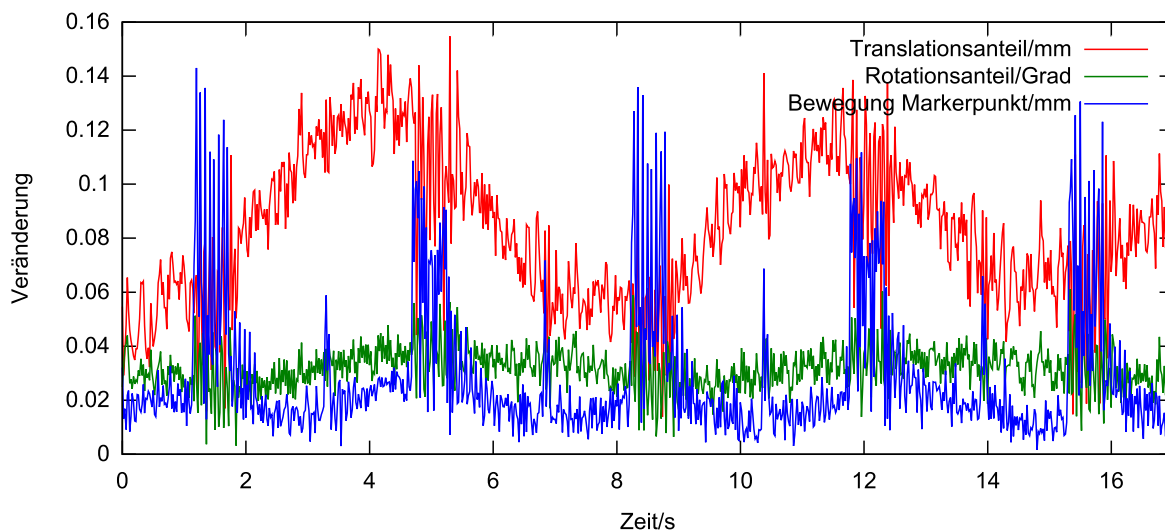


Abbildung 3.66: Bei einigen Bildgebungsprotokollen wurde beobachtet, dass die Kameras zum Zittern gebracht wurden. Um dies messen zu können, wurde ein statisches Objekt verfolgt. Hier sind die gemessene Transformation (delta und phi) sowie die gemessene Bewegung eines einzelnen Markerpunktes aufgetragen, woran man die Auslenkung und deren Auswirkung auf die ermittelte Transformation erkennen kann.

Problematisch ist, dass die bekannten Ansätze zum Kopftracking entweder eine hohe Genauigkeit erreichen oder sich gut mit dem klinischen Alltag und dem Wohlbefinden des Patienten vereinen lassen. Ein ideales Trackingsystem würde berührungsfrei und hochpräzise die Position des Schädels des Patienten verfolgen können. Ein solches Trackingsystem ist derzeit nicht bekannt.

In diesem Kapitel wurde daher vorgeschlagen, die Oberfläche des Kopfes zu verfolgen, unter der Annahme, dass die Kopfhaut im Bereich der Stirn zwar beweglich ist, ihre Oberfläche aber stets einen relativ konstanten Abstand zur Schädeloberfläche einhält. Das würde sich auch mit einem aktiven Oberflächenscanverfahren, zum Beispiel auf Basis von strukturiertem Licht, erreichen lassen. In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob es dafür genügt, einzelne Punkte auf der Kopfhaut zu markieren, um durch Tracking dieser Punkte die Kopfposition mit hinreichender Genauigkeit bestimmen zu können.

### MRT-kompatibles Markertracking

Es wurde ein MRT-kompatibles optisches Trackingsystem entwickelt, dessen Kameras sich im Innern des Tomografen befinden. Sie sind an einer speziellen Halterung angebracht, die sehr schnell an der Kopfspule befestigt werden kann. Es konnte gezeigt werden, dass mit diesem Aufbau auf eine Kalibrierung vor jeder Untersuchung verzichtet werden kann.

Für das Trackingsystem wurde ein Kalibrierverfahren entwickelt, das einen virtuellen Kalibrierkörper verwendet. Er setzt sich aus wassergefüllten Kugeln zusammen, die sowohl in den MRT-Aufnahmen als auch den Bildern der Kameras zu erkennen und präzise zu lokalisieren sind. Dadurch kann auf einen vorgefertigten Kalibrierkörper verzichtet werden, der potenziell Ungenauigkeiten erzeugt. Insbesondere wird dadurch die Ungenauigkeitsquelle vermieden, die entsteht, wenn an dem Kalibrierkörper jeweils unterschiedliche Strukturen für MRT bzw. Kameras sichtbar sind.

Das Trackingsystem verwendet blaue kreisförmige Marker, die an der Stirn des Patienten befestigt werden. Sie können in jeder beliebigen Anordnung angebracht werden. Insbesondere muss keine vorher

### *3 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras*

definierte und vermessene Konfiguration eingehalten werden. Dadurch ist der Patient schnell auf die Untersuchung vorbereitet und er muss keine störenden Trackingvorrichtungen tragen.

#### **Auswertung**

Das Trackingsystem wurde theoretisch, experimentell im Labor und klinisch evaluiert. Mit einem Standardverfahren wurde ermittelt, wie genau das Trackingsystem die Position eines einzelnen Markerpunktes bestimmen kann in Abhängigkeit von dessen Position relativ zu den Kameras. Daraus konnte abgeleitet werden, dass die Genauigkeit für die Anforderungen eines klinischen Projektes, das sich mit der MRT-Perfusionsbildgebung während der Thrombolyse beschäftigt, ausreichend ist. Es konnte gezeigt werden, dass der Einfluss von Bewegungen eines einzelnen Markerpunktes auf die Genauigkeit der ermittelten Transformation durch die Verteilung von Markerpunkten auf der Stirn gesenkt werden kann. In klinischen Versuchen mit Phantom sowie Probanden im Rahmen des klinischen Projekts konnte dies bestätigt werden.

## 4 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

Die Behauptung, man könne integrierte miniaturisierte Kameras beim Instrumententracking vorteilhaft als Trackingkameras verwenden, soll in diesem Kapitel bewiesen werden. Als Beispiel für Anwendungen von Instrumententracking wurde die ultraschallgesteuerte Punktion gewählt.

### Aufbau des Kapitels

In diesem Kapitel wird zunächst der Stand der Technik bezüglich der Navigation bei der ultraschallgesteuerten Punktion beleuchtet. Die vorgestellten Verfahren und Konzepte werden bezüglich ihrer klinischen Anwendbarkeit evaluiert. Darauf aufbauend wird ein Konzept für ein optisches Nadeltrackingsystem erarbeitet, das bei der ultraschallgesteuerten Punktion einsetzbar ist. Anschließend werden die Details der Implementierung dieses Konzeptes eingehend erklärt. Abschließend wird das System theoretisch und praktisch evaluiert.

### Navigierte Chirurgie

Die Notwendigkeit von Tracking bei der navigierten Chirurgie ist eine Folge des Einsatzes der modernen bildgebenden Verfahren zur Planung eines Eingriffs oder während des Eingriffs und folglich eine direkte Voraussetzung für die moderne navigierte Chirurgie. Allgemein handelt es sich bei der navigierten Chirurgie um ein großes Gebiet. Teilweise finden entsprechende Verfahren in der Klinik Anwendung, andere Verfahren sind momentan noch Gegenstand der Forschung. Es würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen, die navigierte Chirurgie in ihrer gesamten Breite erklären zu wollen. Einen guten Überblick gibt der Artikel von Mezger et al. [120]; teilweise ist das Thema auch in Lehrbüchern bereits berücksichtigt [88]. Im Folgenden sollen einige Beispiele den Inhalt dieses Kapitels motivieren.

In der Neurochirurgie ist Präzision von höchster Wichtigkeit. Man verwendet dazu ein Gestell, den sogenannten stereotaktischen Rahmen, der am Schädel des Patienten befestigt wird. Dieser Rahmen ist auch während der Bildgebung vor dem Eingriff am Schädel des Patienten befestigt. An ihm kann ein Instrument eingespannt werden, um mit geometrischen Mitteln einen vorher bestimmten Punkt im Innern des Schädels genau zu erreichen. Versucht man ohne den stereotaktischen Rahmen auszukommen, so stellt sich zunächst die Frage nach der Lage und Orientierung des Instruments relativ zum Schädel und Gehirn des Patienten. Es ist relativ einfach, das Instrument zu verfolgen, zum Beispiel mit magnetischen oder optischen Trackingsystemen. Um die relative Lage zum Gehirn des Patienten bestimmen zu können, bringt man Marker am Schädel an, die in CT- oder MRT-Bilder sichtbar sind. Wenn man deren Lage dem Trackingsystem im Koordinatensystem des Trackingsystems zeigt, ist es relativ leicht, die Koordinatensysteme von Trackingsystem und bildgebendem Verfahren zur Deckung zu bringen [141].

In der Folge stellt sich die Frage nach der Visualisierung. Bisher kennt nur ein Rechner die Lage des Instruments relativ zum Schädel des Patienten. Diese Information muss dem Chirurgen angezeigt werden. Das kann im einfachsten Fall ein Bildschirm sein, auf dem das Instrument in die präoperativen Bilddaten eingezeichnet wird. Man könnte auch statt eines Bildschirms ein transparentes Display verwenden, dann dessen Position und die der Augen des Chirurgen verfolgen, und durch Darstellung auf dem transparenten Display die präoperativen Bilddaten dem (realen) Patienten überlagern [159]. Ein ähnliches Vorgehen funktioniert bei endoskopischen Eingriffen. Hier ist zu beachten, dass die

Spitze des Instruments nicht ohne Weiteres verfolgt werden kann, weil sie sich im Innern des Patienten befindet. Das macht aber nur die Registrierung der Koordinatensysteme aufwändiger. Im Weiteren hat man die gleichen Möglichkeiten. Man kann beispielsweise die präoperativen Bilddaten oder daraus extrahierte Anatomie wie z. B. Tumore den Endoskopbildern überlagern [78]. Es sei hier erwähnt, dass die Verfolgung des Instruments durchaus auch über die Bilder eines Röntgengeräts realisiert werden kann und es nicht unbedingt nötig ist, dafür dedizierte Trackinggeräte zu verwenden. Wenn man stark vereinfacht, stellt sich auch ein Röntgengerät im wesentlichen nur als eine Kamera dar [7, 18]. Seit einigen Jahren ist möglich, das Instrument von einem Roboterarm führen zu lassen. Als Beispiel sei hier das daVinci-System (Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, Kalifornien, USA) genannt. Auf die Praktikabilität für den jeweiligen Eingriff soll hier nicht weiter eingegangen werden, allerdings muss angemerkt werden, dass auch ein Roboterarm als mechanisches Trackingsystem angesehen werden kann. Man weiß exakt, welche Bewegungen das Instrument macht und wo es sich befindet, weil der Roboterarm entsprechend angesteuert wurde. Der Roboterarm wird also doppelt genutzt: Um das Instrument zu führen und um dessen Position zu verfolgen [91].

Als Beispiel für ein solches System soll hier das an der Technischen Universität Darmstadt, der RWTH Aachen und der Uniklinik Düsseldorf entwickelte System zur Multi-Port-Knochenchirurgie am Beispiel der Otobasis<sup>1</sup> genannt werden. Hierbei müssen mit hoher Genauigkeit drei Bohrpfade durch die Otobasis zum Innenohr geplant und anschließend entsprechend gebohrt werden [169, 21, 188].

An dieser Stelle kommen die Begriffe „Steuern“ und „Regeln“ ins Spiel. Es handelt sich bei allen hier vorgestellten Verfahren um Regelkreise. Der Unterschied ist, auf welchem Weg der Kreis geschlossen wird. Das erfolgte zunächst über den Arzt, der den Eingriff ausführt, seine Aktionen und ihre Auswirkungen beobachtet und sein Handeln entsprechend anpasst. Erst bei den modernen Verfahren erfolgt der Schluß des Regelkreises über ein Computersystem. Ein solches System wurde im Projekt „Whole'o'Hand“ entwickelt (Abbildung 4.1). Der Chirurg nimmt den Eingriff bildunterstützt vor. Seine Aktionen werden verfolgt und die Bildunterstützung wird direkt angepasst [152, 166].

Auch abseits der Chirurgie werden Trackingverfahren in der medizinischen Diagnostik verwendet, wenn beispielsweise die Beweglichkeit eines Patienten durch Verfolgung seiner Gliedmaßen gemessen wird [191], womit eine bestehende diagnostische Methode [37] durch Einsatz moderner Technik in der Genauigkeit gesteigert wird. Außerdem werden Trackingverfahren in der Rehabilitation eingesetzt, beispielsweise in Systemen, mit denen Schlaganfall- oder Parkinsonpatienten ihre motorischen Fähigkeiten trainieren können [70]. Auch ist es möglich, den Bewegungsspielraum einer Person zu bewerten, nachdem dieser mit Trackingmethoden vermessen wurde [76].

### 4.1 Stand von Forschung und Technik

Bereits 1994 wurde erkannt, dass Ultraschall aufgrund der schnellen Darstellung für Navigationsanwendungen geeignet ist [180]. Ein Beispiel dafür ist die ultraschallgesteuerte Punktion. Es gibt in der Medizin verschiedene Situationen, in denen es nötig ist, eine Nadel exakt am richtigen Ort zu positionieren, beispielsweise:

- Eine Biopsie eines verdächtigen Knotens z. B. in der Brust oder der Prostata kann unter Ultraschall entnommen werden. Dazu wird die verdächtige Stelle per Ultraschall gesucht und anschließend eine Biopsienadel an der gefundenen Stelle eingeführt [25, 89].
- Eine minimalinvasive Behandlungsmethode für Tumore ist die Hochfrequenzablation. Dafür wird eine (nadelförmige) Elektrode in das Gewebe eingebracht, das zerstört werden soll, beispielsweise einen Tumor der Leber. Auch hier kommt Ultraschall zum Einsatz, um die Lage der Elektrode zu kontrollieren [165].

---

<sup>1</sup> „MUKNO“, DFG-Forschergruppe FOR 1585

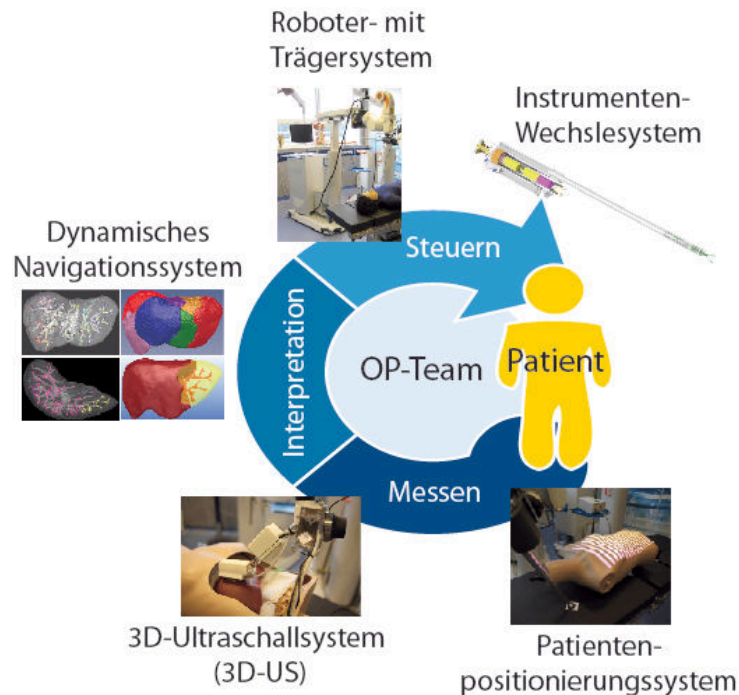


Abbildung 4.1: Fügt man alle in der modernen Chirurgie verfügbaren Technologien zusammen, erhält man einen geschlossenen Regelkreis, in dem der Chirurg den Eingriff bildunterstützt vornimmt, seine Aktionen verfolgt werden, und die Bildunterstützung direkt angepasst wird. Das wurde beispielhaft im Projekt „Whole'o'Hand“ implementiert [152, 166].

- In der Anästhesie ist es nötig, das Betäubungsmittel gezielt zu injizieren. Dazu kann die gewünschte Stelle per Ultraschall gesucht werden, um dann exakt dort injizieren zu können [113, 114].
- Unter Ultraschall ist es möglich, im Thorax oder der Bauchhöhle befindliche Flüssigkeitsansammlungen (z. B. Zysten, Eiter, oder Blut) abzupunktieren.
- Minimalinvasive Eingriffe am Herzen (Angiografie, Implantation von Stents, Coils, Herzklappenersatz, Ballondilatation) erfolgen über einen Zugang in der Leiste, der Ellenbeuge oder dem Handgelenk. Der Verlauf von Führungsdraht und Instrumenten wird dem Arzt durch Röntgenbildgebung dargestellt.
- In der Neurochirurgie erlaubt Ultraschall bei geöffnetem Schädel die Darstellung von Gehirnstrukturen oder beispielsweise Läsionen.

Lange Zeit war die CT das Werkzeug der Wahl, um die Lage der Nadel bei Biopsien zu kontrollieren. Erst in den 1990er Jahren wurde untersucht, ob man stattdessen Ultraschall verwenden kann [118]. Der Vorteil der Sonografie liegt darin, dass keine ionisierende Strahlung verwendet wird. In Problemfällen kann weiterhin auf die CT zurückgegriffen werden.

Es finden sich dazu gegenwärtig Systeme am Markt, die auf unterschiedliche Weise die ultraschallgesteuerte Punktion mit einem Trackingverfahren kombinieren. Sie unterscheiden sich nur sekundär in der Art der Nadel. Das wichtigste Unterscheidungsmerkmal ist die Art des verwendeten Trackingsystems. Dabei spielt es eine wichtige Rolle, wie die Koordinatensysteme von Trackingsystem und Ultraschall miteinander registriert werden.

Man unterscheidet zwischen In-Plane- und Out-of-Plane-Nadelführung (Abbildung 4.2): 2D-Sonografie erzeugt ein Schnittbild. Offensichtlich ist eine Nadel in diesem Bild nicht sichtbar, wenn sie die Schnittebene nicht schneidet oder wenigstens berührt. Bei der In-Plane-Nadelführung wird die Nadel

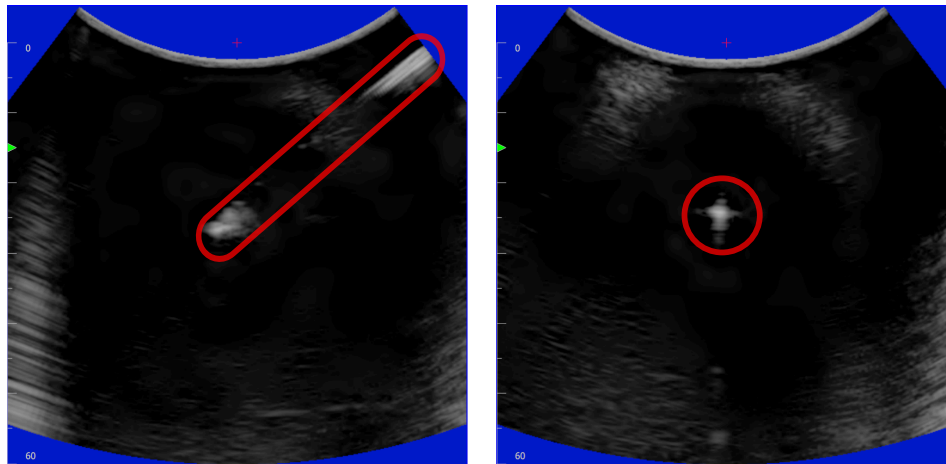


Abbildung 4.2: Wird die Nadel so geführt, dass sie sich in der Ultraschallbildebene befindet, spricht man von der Langachsen- oder In-Plane-Punktionstechnik. Sie ist im Ultraschallbild linienförmig zu sehen (links). Andernfalls spricht man von der Kurzachsen- oder Out-of-Plane-Punktionstechnik und die Nadel ist im Bild als Fleck zu sehen (rechts).

so geführt, dass sie in der Schnittebene liegt und man im Bild sehen kann, welchen Weg sie durch das Gewebe nimmt [27]. Bei der Out-of-Plane-Nadelführung kann die Nadel jeden beliebigen Weg nehmen: Es ist dann ein Trackingsystem nötig, um im Ultraschallbild darstellen zu können, an welcher Stelle und in welcher Richtung sie die Bildebene schneiden wird.

Im weiteren kann es nötig sein, Bilder anderer Modalitäten (beispielsweise CT) mit den Ultraschallbildern zur Deckung zu bringen [138]. Dies zu betrachten würde aber den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

Allgemein ist hier zu sagen, dass die Literatur zu diesem Thema relativ spärlich ist. Offenbar sieht die Forschung das Thema aufgrund der Existenz von magnetischen Nadeltrackingsystemen als erledigt an. Das ist aber nicht der Fall: Die vorliegenden Lösungen funktionieren zwar, sind aber nicht generell an den Anforderungen aus der medizinischen Praxis ausgerichtet. Beispielsweise finden sich 3D-Ultraschallgeräte nur in wenigen deutschen Praxen und Kliniken, weil die gesetzlichen Krankenkassen diese Untersuchung nicht bezahlen. Andere Ansätze benötigen teure Spezialausrüstung, die bei den Kosten, die der eigentliche Eingriff verursacht, nicht gerechtfertigt ist. Darauf wird in Abschnitt 4.1.4 eingegangen. Zunächst sollen die unterschiedlichen Lösungsansätze vorgestellt werden.

##### 4.1.1 Mechanische Ansätze

Um dem Arzt im Ultraschallbild anzeigen zu können, welchen Weg die Nadel nehmen wird, oder an welchem Ort sie die Ultraschallebene durchstoßen wird, kann man ein Trackingsystem verwenden. Dadurch kennt man Position und Orientierung der Nadel. Man kann nach einer Kalibrierung berechnen, wo sich die Bildebene des Ultraschalls im Koordinatensystem des Trackingsystems befindet und dann den Durchstoßpunkt bestimmen. Dem liegt aber die Annahme zugrunde, dass die Nadel sich frei bewegen kann. Fixiert man die Nadel, dann ist der Durchstoßpunkt immer derselbe. Er kann einmal bestimmt und dann dauerhaft angezeigt werden. Analog kann bei In-Plane-Nadelführung der Pfad, den die Nadel im Bild nehmen wird, vorausbestimmt und dann immer gleich angezeigt werden (Abbildung 4.3).

Ein entsprechendes System wurde von Bluvol et al. zur Brustbiopsie verwendet [25]. Er konnte zeigen, dass eine mechanisch geführte Biopsienadel gegenüber der handgeführten Nadel Vorteile hat. Die Eingriffsdauer konnte verkürzt werden, unter anderem, weil die Positionierung der Nadel erleichtert





Abbildung 4.3: Wenn die Nadel mechanisch geführt wird, ist der Weg, den sie nehmen wird, von vornherein bekannt und kann im Ultraschallbild eingeblendet werden. Abgebildet ist die Vorrichtung Civco Ultra-Pro II, Bilder mit freundlicher Genehmigung des Herstellers.

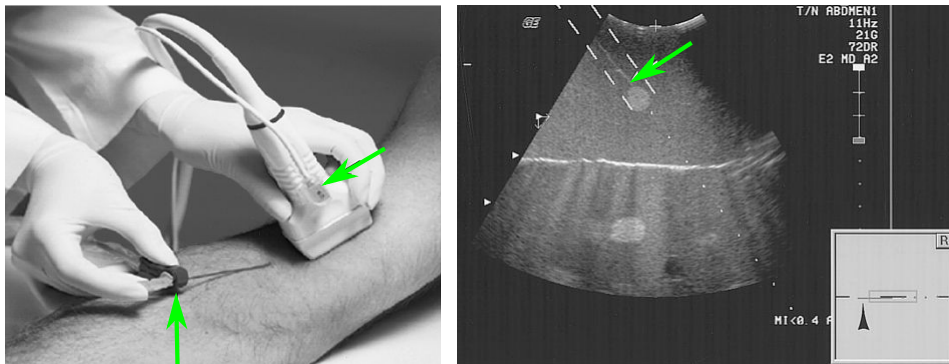


Abbildung 4.4: Verwendung eines magnetischen Trackingsystems, um sowohl Nadel als auch Schallkopf zu verfolgen. Da die Nadel sich in der Ultraschallebene befindet (links), ist sie in der Bildschirmdarstellung (rechts) innerhalb der vom Trackingsystem vorhergesagten Position zu erkennen (Bilder aus [71], Markierungen hervorgehoben).

wird. Deswegen sind auch weniger Neupositionierungen nötig.

Entsprechende Nadelführungsschienen sind für viele Ultraschallsysteme kommerziell erhältlich.

Chan et al. erwähnen, dass es möglich ist, den Verlauf der Nadel auf mechanischem Weg zu erfassen [33]. Sie beschreiben ein solches System aber als zu komplex im Aufbau und folglich zu teuer und verwerfen die Idee.

#### 4.1.2 Magnetische Trackingsysteme

Ein Nachteil der starren Nadelführung ist, dass die Bewegung der Nadel relativ zum Ultraschallkopf festgelegt ist. Die Halterung gibt einen linearen Pfad vor. Das schränkt den Arzt in seiner Arbeit und seinen Bewegungen ein.

Durch die Verwendung eines Trackingsystems kann dieser Umstand behoben werden: Kennt man die Positionen und Orientierungen von sowohl Ultraschallkopf als auch Nadel im gleichen Koordinatensystem, kann man berechnen an welcher Stelle die Nadel die Ultraschallbildebene durchstoßen wird und den Punkt ins Ultraschallbild einzeichnen. Bei der In-Plane-Nadelführung kann man analog den Pfad bestimmen und visualisieren, den die Nadel im Bild nehmen wird.

Systeme, die sowohl Ultraschallkopf als auch Nadel mit einem magnetischen Trackingsystem verfolgen, sind seit mehr als zehn Jahren am Markt erhältlich. Die folgenden beiden Studien verwendeten den

#### 4 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

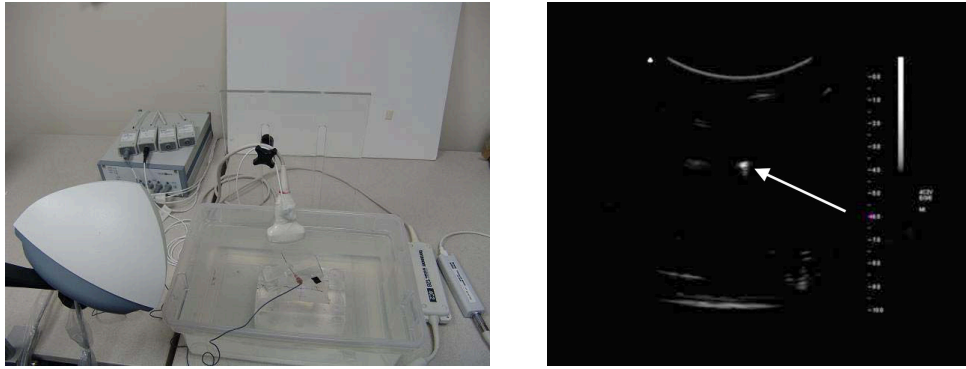


Abbildung 4.5: Aufbau von Zhang et al. (links), bestehend aus Magnetfeldemitter, Ultraschallkopf, Nadel. Die Nadel ist im Ultraschallbild (rechts) als heller Punkt zu sehen (Bilder aus [199]).

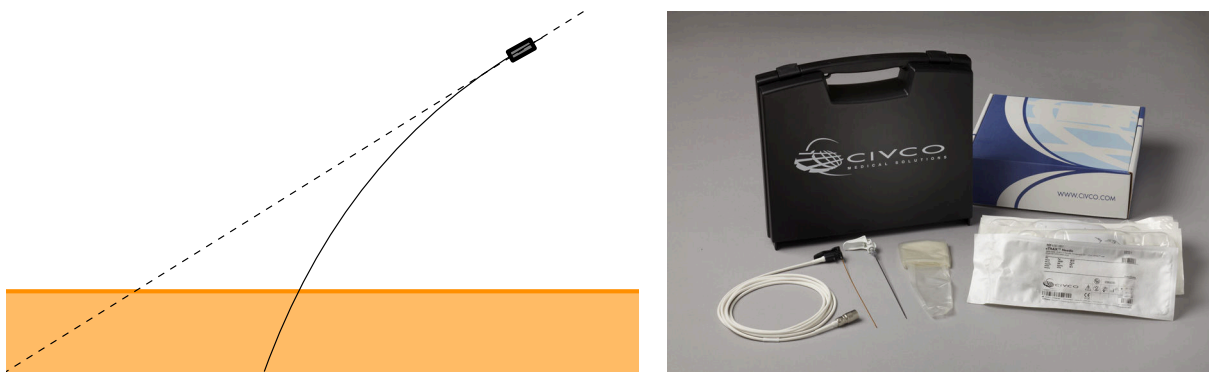


Abbildung 4.6: Verwendet ein magnetisches Trackingsystem nur einen am proximalen Ende einer durchgebogenen Nadel befestigten Sensor, so weicht die Nadel vom berechneten Pfad deutlich ab (links). Dieses Problem vermeidet das Nadeltrackingsystem eTRAX von Civco, das einen kleinen Sensor in der Spitze der Nadel positioniert. Dadurch werden Position und Orientierung der Nadelspitze direkt und genau gemessen (rechts, Bild mit freundlicher Genehmigung des Herstellers).

UltraGuide 1000<sup>2</sup>. Von Howard et al. wurde gezeigt, dass damit eine Steigerung der Genauigkeit gegenüber der manuellen Methode erzielt werden kann [71]. Das gilt sowohl für die In-Plane- als auch für die Out-of-Plane-Methode (Abbildung 4.4). Paltiel et al. untersuchten die Vorteile bei Fruchtwasseruntersuchungen [139] und erreichten eine deutliche Vereinfachung des Eingriffs und eine Erhöhung der Genauigkeit.

Ein ähnliches System wird von Sakas et al. beschrieben, das zur RF-Ablation von Lebertumoren verwendet wird [153]. Hierbei wird zusätzlich noch ein Registrierungsschritt nötig, weil das Ultraschallbild mit (vor dem Eingriff aufgenommenen) CT-Daten überlagert wird.

Ein Verfahren zur Kalibrierung eines solchen Systems wurde 2006 von Zhang et al. vorgeschlagen [199]. Sie verwenden dazu eine Nadel, die, ebenso wie der Ultraschallkopf, von dem Trackingsystem verfolgt wird. Ihre Spitze befindet sich dabei immer am gleichen Punkt. Die Nadel ist im Ultraschallbild als heller Punkt sichtbar. Die Koordinaten dieses Durchstoßpunkts sowie die Positionen und Orientierungen von Nadel und Schallkopf ermöglichen es, die Parameter des Gesamtsystems zu berechnen.

Der Nachteil von Ansätzen, die die Nadel mit einem Sensor am proximalen Ende der Nadel verfolgen, ist, dass sie die Durchbiegung der Nadel nicht berücksichtigen. Dadurch kommt es zu Fehlern

<sup>2</sup>Ehemals UltraGuide Inc., Brookline, Maryland, USA.

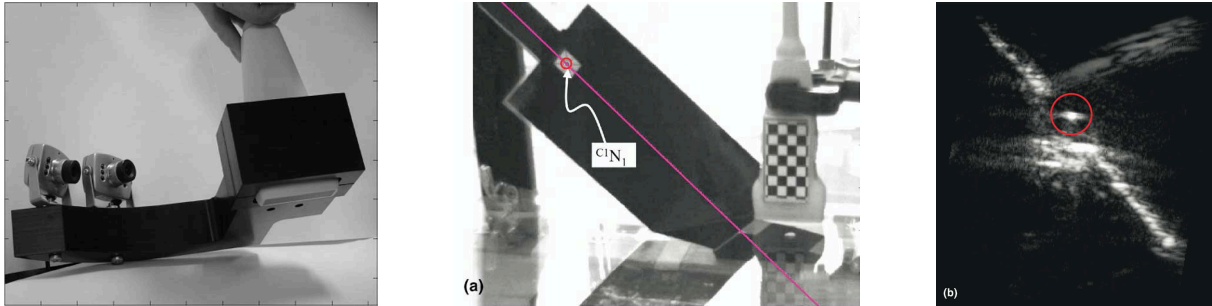


Abbildung 4.7: Aufbau des Systems von Chan et al. (links); Bei der Kalibrierung wird die Lage der Kameras relativ zum Schallkopf mit einem Schachbrettmuster auf dem Schallkopf bestimmt (Mitte). Die Lage des Ultraschallbilds relativ zu diesem Schachbrettmuster wird mit einem Nylonfaden ermittelt. An diesem befinden sich zwei Perlen (ebenfalls Mitte), die in den Kamerabildern gesucht werden. Im Ultraschallbild ist der Schnittpunkt mit dem Faden als heller Fleck sichtbar (rechts). So ist es möglich, alle nötigen Koordinatentransformationen zu bestimmen (alle Bilder aus [33]).

(Abbildung 4.6). Inzwischen sind Systeme erhältlich, die statt dessen einen Sensor in der Spitze der Nadel verwenden. Entsprechend kleine Trackingsensoren sind seit einiger Zeit erhältlich. Dadurch werden die Position und Orientierung der Nadelspitze direkt und ohne Fehler verfolgt. Ein Beispiel für ein solches System ist das eTRAX-Nadelspitzentrackingsystem von Civco.

### 4.1.3 Optische Trackingsysteme

#### Markerbasiert

Der Grundgedanke der magnetischen Trackingsysteme lässt sich prinzipiell auch auf optische Trackingsysteme übertragen. Jako et al. verwenden beispielsweise ein optisches Trackingsystem, um eine Nadel sowie den Patienten zu verfolgen [75]. Hierzu ist am Patient ein kodiertes Muster befestigt, wodurch es möglich wird, die Nadel in präoperativ aufgenommene CT-Bilder einzublenden.

Grundsätzlich wäre es auch denkbar, ein externes optisches Trackingsystem zu verwenden, um Position und Orientierung von Schallkopf und Nadel zu bestimmen. Bruder et al. beschreiben ein entsprechendes Kalibrierverfahren für 3D-Ultraschallsonden und ein optisches Trackingsystem [30].

#### Markerlos

Demgegenüber bietet es sich allerdings an, statt eines globalen Trackingsystems, das sowohl Schallkopf als auch Nadel verfolgt, einen lokalen Trackingansatz zu verwenden, bei dem ein optisches Trackingsystem fest mit dem Schallkopf verbunden ist. Zusätzlich kann ein markerloses Nadeltracking verwendet werden. Es wird also durch das Trackingsystem die Lage der Nadel relativ zum Schallkopf erfasst.

Chan et al. schlugen 2005 ein solches System vor [33]. Sie verwenden ein starres Stereokamerasystem, das über einen Arm mit dem Ultraschallkopf verbunden ist, also von der Seite auf den Schallkopf und die Nadel blickt (Abbildung 4.7, links).

Zur Kalibrierung der Kameras kommen die üblichen Verfahren zur Kalibrierung eines starren Stereokamerasystems zum Einsatz. Damit die Kameras nicht dauerhaft am Schallkopf montiert bleiben müssen, sehen Chan et al. ein Schachbrettmuster am Schallkopf vor, über das die relative Orientierung der Kameras zu Schallkopf schnell bestimmt werden kann.

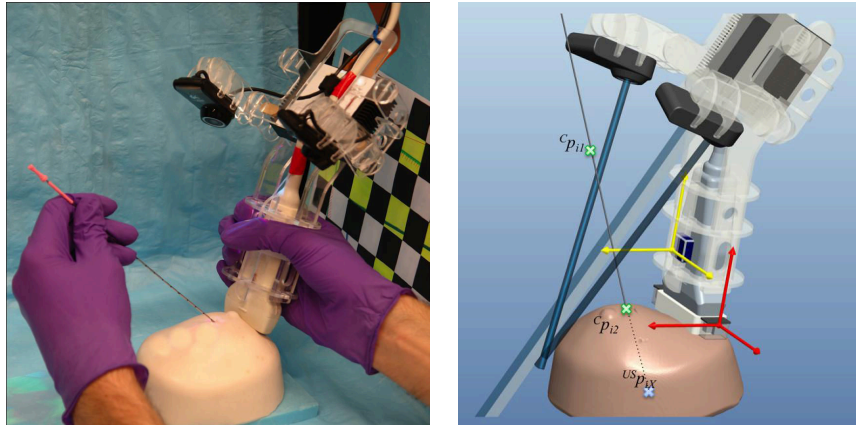


Abbildung 4.8: Stolka et al. montieren zwei Kameras und einen Projektor an einem Gestell, das sich leicht an einer Ultraschallsonde befestigen lässt (links). In den Bildern der Kamera wird die Nadel detektiert, rekonstruiert und ihr Verlauf und Schnittpunkt mit der Bildebene des Ultraschalls im Ultraschallbild angezeigt. Das System wird mit einem Verfahren kalibriert, das auf der Kollinearität dreier Punkte entlang der Nadel in den drei verfügbaren Bildern (zwei Videobilder, ein Ultraschallbild) basiert (Bilder aus [170]).

Abschließend muss noch die Orientierung der Ultraschallbildebene relativ zu diesem Schachbrettmuster bestimmt werden. Dafür wird ein gespannter Nylonfaden verwendet, an dem zwei Perlen angebracht sind: In den Bildern der Kameras sind die beiden Perlen sichtbar, im Ultraschallbild ist am Schnittpunkt der Bildebene mit dem Faden ein heller Fleck sichtbar (Abbildung 4.7, Mitte und rechts). Man bestimmt also aus der Positionen der Perlen in den Bildern den Verlauf des Fadens und markiert den Durchstoßpunkt im Ultraschallbild. Anschließend bestimmen sie aus 150 Sätzen von Kalibrierbildern ein überbestimmtes Gleichungssystem, mit dem dann die Lage und Orientierung der Ultraschallbildebene relativ zum Schachbrettmuster am Schallkopf bestimmt werden.

Chan et al. geben an, mit ihrem System eine Genauigkeit von 3.1 mm bzw. 6.5 mm zu erreichen, abhängig von den verwendeten Kameras. Die Ursache für die geringe Genauigkeit liegt in der Verwendung des Schachbrettmusters am Schallkopf. Sie geben an, dass es hierbei zu Fehlern von bis zu 5 mm kommt.

Den Ansatz von Chan et al. greifen Stolka et al. auf [170, 185]. Sie montieren zwei Kameras an ein Gestell, das an einer Ultraschallsonde befestigt werden kann (Abbildung 4.8). In den Bildern der Kameras wird mit einer ähnlichen Methode wie der von Chan et al. beschriebenen die Nadel detektiert, wobei über verschiedene Heuristiken Kanten im Bild als Fehldetektionen ausgeschlossen werden. Beispielsweise enthält das System einen Streifenlichtprojektor, der an dem Gestell, das die Kameras trägt, montiert ist. Mit diesem wird die Hautoberfläche des Patienten rekonstruiert. Offensichtlich müssen Kanten, die zu einer Nadel gehören, sich oberhalb der Hautoberfläche befinden. Kanten, die sich im Innern des Patienten befinden würden, können so ausgeschlossen werden.

Es wurde auch untersucht, ob mit einer Kinect in 2.5D-Tiefenbildern nach der Nadel gesucht werden kann [185]. Dieser Ansatz wurde von den Autoren verworfen, da die Abbildungsleistung des Kinect-Sensors bei sehr kleinen, dicht beim Sensor befindlichen Objekten nicht ausreichend ist.

Stolka et al. kalibrieren ihr System mit einem Verfahren, das auf drei kollinearen Punkten entlang einer Nadel basiert. Ein Punkt ist der Schnittpunkt der Nadel mit der Ultraschallbildebene. Zwei weitere Punkte müssen in den Bildern der Kameras gefunden werden (Abbildung 4.8, rechts). Wie bereits bei Chan et al. wird dies mehrfach wiederholt, dabei die Pose der Nadel verändert und anschließend ein überbestimmtes Gleichungssystem aufgestellt, das mit einem Fehlerminimierungsverfahren gelöst

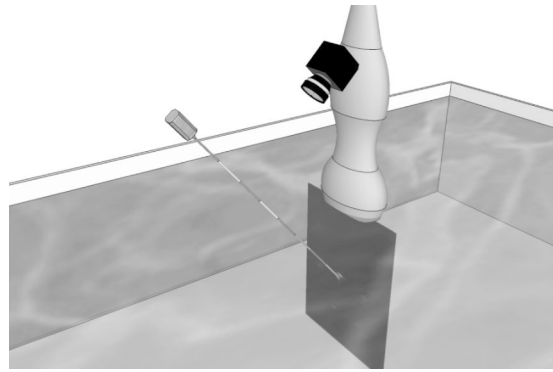


Abbildung 4.9: Najafi und Rohling verwenden eine einzige Kamera, die am Schallkopf montiert ist. Um dennoch die Entfernung der Nadel zur Kamera bestimmen zu können, ist auf der Nadel ein vordefiniertes Muster aufgebracht (Bild aus [127]).

wird. Dabei wird ausgenutzt, dass die genannten drei Punkte, weil sie auf der Nadel liegen, kollinear sind. Es wird nicht erklärt, wie sichergestellt wird, dass tatsächlich in den Bildern der Kameras jeweils derselbe Punkt auf der Nadel ausgewählt wird. Chan et al. verwenden hierzu zwei Perlen an einem gespannten Nylonfaden.

Stolka et al. geben an, mit diesem System Submillimetergenauigkeit zu erreichen.

Khosravi et al. schlagen vor, ein mechanisch ähnliches System zu verwenden, wobei allerdings ein 3D-Ultraschallsystem zum Einsatz kommt. Sie ersetzen die Kalibrierung des Systems durch ein Interpolationsverfahren [79] und durch ein Lernverfahren [80]. Es wurde ein Datensatz aufgenommen: Zu jeweils einem Ultraschallvolumen, in dem die Kalibriernadel sichtbar ist, sind auch die Kamerabilder bekannt, in denen die Nadel segmentiert wurde. Zunächst wurde mit diesen Daten ein Modell gelernt, das in der Lage ist, aus den Parametern der Nadel im Kamerabild auf die Lage der Nadel im Ultraschallvolumen zu schließen. Anschließend untersuchten sie, ob anstatt des Lernverfahrens auch ein einfacheres Verfahren verwendet werden kann, das aus den Kalibrierdaten direkt die Lage der Nadel im Ultraschallvolumen interpoliert.

Khosravi et al. evaluieren ihr System und erzielen eine Genauigkeit im Submillimeterbereich. Im Schnitt beträgt der Abstand zwischen dem beobachteten und dem erwarteten Verlauf der Nadel  $0.94\text{ mm}$  bzw.  $3.93^\circ$ .

Najafi und Rohling schlagen eine Vereinfachung dieses Systems vor [127]. Sie montieren eine einzige Kamera direkt am Schallkopf. Da mit nur einer Kamera keine Tiefenschätzung möglich ist, verwenden sie Nadeln mit einem aufgedruckten vordefinierten Muster. Weil die Abmessungen dieses Muster bekannt sind, kann abgeschätzt werden, wie weit die Nadel von der Kamera entfernt ist. Sie kalibrieren ihr System mit einer Methode, die 1998 von Prager et al. beschrieben wurde [145]. Dabei wird ein ebenes Kalibrierphantom verwendet, auf dem ein Schachbrettmuster angebracht ist, wodurch es sowohl im Ultraschallbild als auch im Kamerabild erkennbar ist.

Najafi und Rohling evaluieren ihr System experimentell. Im Wasserbad wird mehrfach der Verlauf der Nadel ermittelt und die Distanz zum beobachteten Schnittpunkt mit der Ultraschallebene bestimmt. Im Schnitt beträgt die Distanz  $3.0\text{ mm} \pm 2.6\text{ mm}$ , abhängig von der Einstichtiefe.

#### 4.1.4 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

Die Forschung hat das Thema „optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion“ bisher nur wenig beachtet, sind doch auf magnetischen Trackingsystemen basierende Navigationssysteme bereits am Markt erhältlich. Diese weisen jedoch einige Nachteile auf, die ihre praktische Anwendbarkeit

	Ultraschall	
	3D	2D
Verwendete Nadeln Standard	Khosravi et al. [79]	Chan et al. [33], Stolka et al. [170]
Verwendete Nadeln Spezial		Najafi und Rohling [127]

Tabelle 4.1: Entsprechend der Verwendung eines stereo- oder monokularen optischen Trackingsystems und der Verwendung von 3D- und 2D-Ultraschall sind hier diejenigen Verfahren, die optisches Nadeltracking verwenden, eingeordnet. Es gibt hierfür allgemein nur wenige Veröffentlichungen, weil das Problem theoretisch durch die Verfügbarkeit von entsprechenden magnetischen Nadeltrackingsystemen gelöst ist. Solche Systeme sind nicht an der medizinischen Praxis ausgerichtet. Das gilt ebenso für den ausgekreuzten Bereich. Entsprechend sind die Ergebnisse dieser Arbeit im grün markierten Bereich angesiedelt.

einschränken und weiterhin den Einsatz eines optischen Trackingverfahrens vorteilhaft erscheinen lassen.

### Genauigkeit

Magnetische Trackingsysteme reagieren empfindlich auf Metall in der Umgebung. Metall ist aber im OP ein häufig vorkommendes Material und begrenzt entsprechend die Genauigkeit solcher Systeme, zumal die Genauigkeit von magnetischen Trackingsystemen ohnehin geringer ist als die von optischen Trackingsystemen.

### Line-Of-Sight

Das Funktionsprinzip eines optischen Trackingsystems erfordert es, dass die Kameras das zu verfolgende Objekt stets sehen können. Für Punktionsnavigationssysteme ist das unter Umständen ein Problem, da es die Orte an denen sich die Trackingkameras befinden können, stark einschränkt. Den optimalen Blick auf die Nadel hat man aus Richtung des Arztes; praktisch können sich die Kameras dort aber nicht befinden, weil der Arzt sie verdecken würde. Es bleibt also nur, die Kameras zwischen Arzt und Nadel zu platzieren, und zwar so, dass sie dem Arzt nicht den Blick versperren.

Vorteilhaft erscheint hier die Befestigung der Kameras an der Ultraschallsonde. Entsprechende Arbeiten wurden vorgestellt, z.B. von Najafi und Rohling [127], Chan et al. [33], Khosravi et al. [79] oder Stolka et al. [170]. Diese sollen nun genauer betrachtet werden.

### 3D-Ultraschall

Teilweise verwenden die Arbeiten 3D-Ultraschall statt 2D-Ultraschall. Das eröffnet zwar technisch neue Wege, lässt aber außer Acht, dass 3D-Ultraschall in deutschen Arztpraxen und Kliniken weiterhin die Ausnahme darstellt, weil entsprechende Untersuchungen von den deutschen Krankenkassen nur selten bezahlt werden und deshalb die teureren 3D-Geräte von den Ärzten nur selten angeschafft werden.



### Verbrauchsmaterial/Nadeltracking

Um nur mit einer einzelnen Kamera auszukommen, verwenden Najafi und Rohling eine optisch kodierte Nadel. Dadurch wird eine Tiefenschätzung möglich und die Nadel kann mit nur einer Kamera verfolgt werden. Allerdings sind Nadeln Einmalprodukte. Entsprechende kodierte Einmalnadeln würden also die Kosten pro Eingriff erhöhen; außerdem sind sie nicht allgemein verfügbar.

Bei einem marktüblichen Navigationssystem mit magnetischem Nadeltracking belaufen sich beispielsweise die Kosten für eine Nadel gegenwärtig auf rund 80 Euro. Hinzu kommt der Zeitbedarf für die Präparation der Nadel. Mit einem Stereokamerasystem können Standardnadeln verwendet werden, die ohnehin für den Eingriff zum Einsatz kommen.

### Schlussfolgerungen

Die genannten Arbeiten sind in Tabelle 4.1 entsprechend der genannten Kriterien klassifiziert. Als einzige Arbeit folgen die von Chan et al. sowie Stolka et al. dem Ansatz, mit einem am 2D-Schallkopf montierten Stereokamerasystem die Nadel zu verfolgen. Chan et al. erklären, dass mit ihrem Ansatz keine ausreichende Genauigkeit erzielt werden kann. Stolka et al. erreichen mit einem ähnlichen System allerdings Submillimetergenauigkeit.

Im folgenden Abschnitt wird daher analysiert, warum Chan et al. mit ihrem Verfahren keine ausreichende Genauigkeit erreichen und anschließend ein Konzept für ein verbessertes System entworfen. Aspekte, die Stolka et al. in ihrem Artikel auslassen oder nur ungenau beschreiben, werden detailliert erklärt, beispielsweise die Kalibrierung des Systems.

## 4.2 Eigenes Konzept

Basierend auf den Kriterien, die im vorigen Abschnitt 4.1.4 erarbeitet wurden, soll nun ein Konzept für ein optisches Nadeltrackingsystem für die ultraschallgesteuerte Punktion entwickelt werden. Es soll ein Stereokamerasystem verwenden, um damit Standardnadeln zu verfolgen, und es soll mit 2D-Ultraschall funktionieren. Es folgt dem Ansatz von Chan et al. [33], soll aber die ungenügenden Annahmen, die gemacht wurden, von vornherein vermeiden, um eine bessere Genauigkeit zu erzielen. Dadurch ähnelt er dem Ansatz von Stolka et al. [170], unterscheidet sich aber an mehreren Stellen. Das wird nun genauer erklärt.

### 4.2.1 Periphere Regionalanästhesie unter Ultraschallkontrolle

Medizinisches Leitszenario ist hierbei die periphere Regionalanästhesie. Dabei muss ein Betäubungsmittel in unmittelbarer Nähe eines Nervs injiziert werden. Bei zu großem Abstand wirkt das Betäubungsmittel nicht. Wird der Nerv verletzt, ist das für den Patient unangenehm und birgt weiterhin das Risiko einer dauerhaften Schädigung des Nervs. Die Lokalanästhesie wird deshalb ultraschallgesteuert durchgeführt. Ein Navigationssystem wie das hier vorgestellte stellt dabei ein wichtiges Hilfsmittel dar.

### Aufbau

Chan et al. haben einen Aufbau gewählt, bei dem die Kameras starr über einen Arm mit der Ultraschallsonde verbunden sind. Sie blicken auf die Sonde und die Nadel. Bei der Kalibrierung kommt ein Schachbrettmuster auf der Sonde zum Einsatz, das ein Koordinatensystem aufspannt, das im Laufe der Kalibrierung bestimmt werden muss. Es gibt daher drei Koordinatensysteme: Das der Kameras, das des Schachbrettmusters und das des Ultraschallbildes. Chan et al. führen die mangelhafte Genauigkeit ihres Ansatzes auf die dadurch nötigen Koordinatentransformationen zurück.

In dieser Arbeit wird daher ein invertierter Aufbau vorgeschlagen. Diesen Weg haben Stolka et al. ebenfalls gewählt. Während bei Chan et al. die Kameras (die starr mit dem Schallkopf verbunden

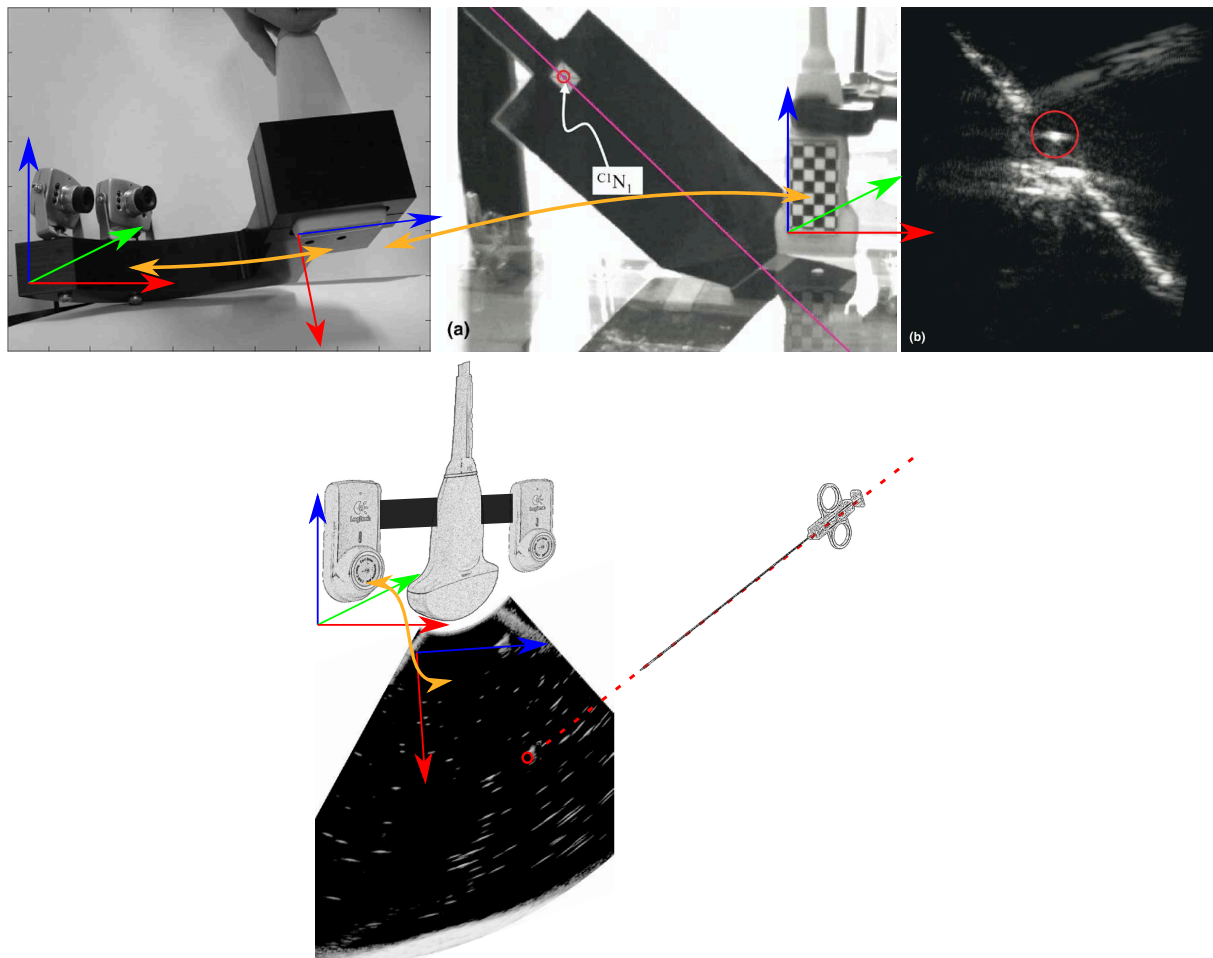


Abbildung 4.10: Während bei Chan et al. die Kameras (die starr mit dem Schallkopf verbunden sind) zum Schallkopf hin blicken (oben, Bilder aus [33]), wird hier vorgeschlagen, sie direkt am Schallkopf zu montieren und vom Schallkopf zur Nadel blicken zu lassen (unten). Dadurch reduziert sich die Zahl der Koordinatentransformationen, die bei der Kreuzkalibrierung des Aufbaus bestimmt werden müssen. Chan et al. haben die geringe Genauigkeit ihres Systems auf die Menge an Koordinatentransformationen zurückgeführt.

sind) zum Schallkopf hin blicken, wird hier vorgeschlagen, sie direkt am Schallkopf zu montieren und vom Schallkopf zur Nadel blicken zu lassen (Abbildung 4.10). Dadurch wird der Aufbau mechanisch einfacher und potenziell stabiler. Weil nur noch bestimmt werden muss, wie die Bildebene des Ultraschalls im Koordinatensystem der Kameras angeordnet ist, wird die Kalibrierung mathematisch einfacher und numerisch stabiler. Chan et al. haben zusätzlich ein Koordinatensystem am Schallkopf eingeführt und damit eine zusätzliche Quelle für Fehler, auf die einfach verzichtet werden kann.

Als Kameras kommen Logitech C905 Webcams zum Einsatz, die Farbbilder mit einer Auflösung von  $640 \times 480$  px aufnehmen. Sie wurden an einer konvexen 3.5 MHz-Abdominalsonde eines Ultraschallsystems (TELEMED LogicScan 128 ) montiert. Das Ultraschallbild wurde unverändert in seiner nativen Auflösung von  $512 \times 512$  px belassen. Die Software wird in C++ implementiert und basiert auf der Software des MRT-kompatiblen Trackingsystems aus Kapitel 3.



### Kalibrierung und Kreuzkalibrierung

Ein Kalibrierungsverfahren für 2D-Ultraschall und ein Trackingsystem ist wichtig für alle Navigationsanwendungen. Ein entsprechendes Verfahren für ein magnetisches Trackingsystem wurde von Wein und Khamene entwickelt [187], bei dem ein Sensor am Schallkopf befestigt ist. Es muss dann ermittelt werden, wie die Bildebene des Ultraschalls im Koordinatensystem des Trackingsystems orientiert ist, und zwar relativ zu der Transformation, die der Trackingsensor ermittelt. Wein und Khamene verwenden dazu einen bildbasierten Ansatz, bei dem sie Ultraschallbilder registrieren.

Im vorliegenden Fall ist das gesamte Trackingsystem starr mit der Ultraschallsonde verbunden. Das zugrundeliegende geometrische Modell ist also einfacher und kann mit einem einfacheren Verfahren kalibriert werden. Stolka et al. nennen dieses Konzept „lokales Tracking“, im Gegensatz zum „globalen Tracking“, bei dem sowohl die Ultraschallsonde als auch die Nadel verfolgt werden muss.

Zunächst wird das Kamerasystem mit der bekannten Methode (Abschnitt 2.2.1 und Abschnitt 3.3.2) kalibriert. Anschließend muss die Kreuzkalibrierung von Kamerasystem und Ultraschall vorgenommen werden, wobei das (gemeinsame) Koordinatensystem der Kameras als Weltkoordinatensystem dient.

Die Kreuzkalibrierung erfolgt mit einem linearen Kalibrierkörper. Das kann prinzipiell jedes lineare, starre, dünne Objekt sein, das in den Kamerabildern sichtbar ist, und das im Ultraschallbild ein gut sichtbares Echo erzeugt. Wichtig ist bei der Wahl des Kalibrierkörpers aber, dass der Schnittpunkt mit der Ultraschallebene gut erkennbar ist. Im Idealfall wird der Schnittpunkt der Mittelgeraden des Kalibrierobjektes mit der Ultraschallebene gesucht. Metallische Objekte scheiden aus, weil sie an ihrer Oberfläche totalreflektieren. Besser sind schalltransparente Materialien wie Holz oder Kunststoff (Abbildung 4.11).

Wichtig ist an diesem Punkt, dass die Genauigkeit der Kalibrierung direkt von der Genauigkeit der dafür verwendeten Daten abhängt, also der in den Bildern markierten Linien und dem Durchstoßpunkt im Ultraschallbild. Statistische Fehler sollten sich, genügend viele Kalibrierdaten vorausgesetzt, herausmitteln und können grundsätzlich auch nicht vermieden werden. Systematische Fehler können die Kalibrierung unbrauchbar machen. Es ist also wichtig, dass das Kalibrierobjekt so beschaffen ist, dass insbesondere im Ultraschallbild exakt sein Mittelpunkt lokalisiert werden kann.

Das Kalibrierobjekt wird so positioniert, dass ein Teil davon im Kamerabild, ein anderer Teil im Ultraschallbild sichtbar ist. Die Position in den Bildern und im Ultraschallbild wird aufgezeichnet. Anschließend wird das Objekt bewegt und der Vorgang wiederholt, bis der für die Kameras sichtbare Bereich und das gesamte Ultraschallbild möglichst gut abgedeckt wurde.

Aus den Positionen des Objekts in den Kamerabildern und im Ultraschallbild kann man errechnen, wie die Bildebene des Ultraschalls im Koordinatensystem der Kameras angeordnet ist.

### Navigation

Im Betrieb wird mit einem kantenbasierten Verfahren in den Bildern der Kameras nach einer Nadel gesucht, der Verlauf der Nadel rekonstruiert und der Schnittpunkt mit der Ultraschallebene extrapoliert. Dieser wird im Ultraschallbild angezeigt. Dadurch erhält der Anwender eine Rückmeldung über die Position und Richtung der Nadel, noch bevor er tatsächlich punktiert hat.

### Evaluation

Das Verfahren wird theoretisch sowie praktisch am Phantom evaluiert.

#### 4.2.2 Abgrenzung

Zentraler Aspekt beim vorgeschlagenen Konzept ist, dass es mit üblichen 2D-Ultraschallgeräten und beliebigen Standardnadeln funktioniert. Es ähnelt in weiten Teilen den Arbeiten von Chan et al. [33] und Stolka et al. [170, 185]. Im Unterschied dazu soll diese Arbeit zeigen, dass das von Chan et al.

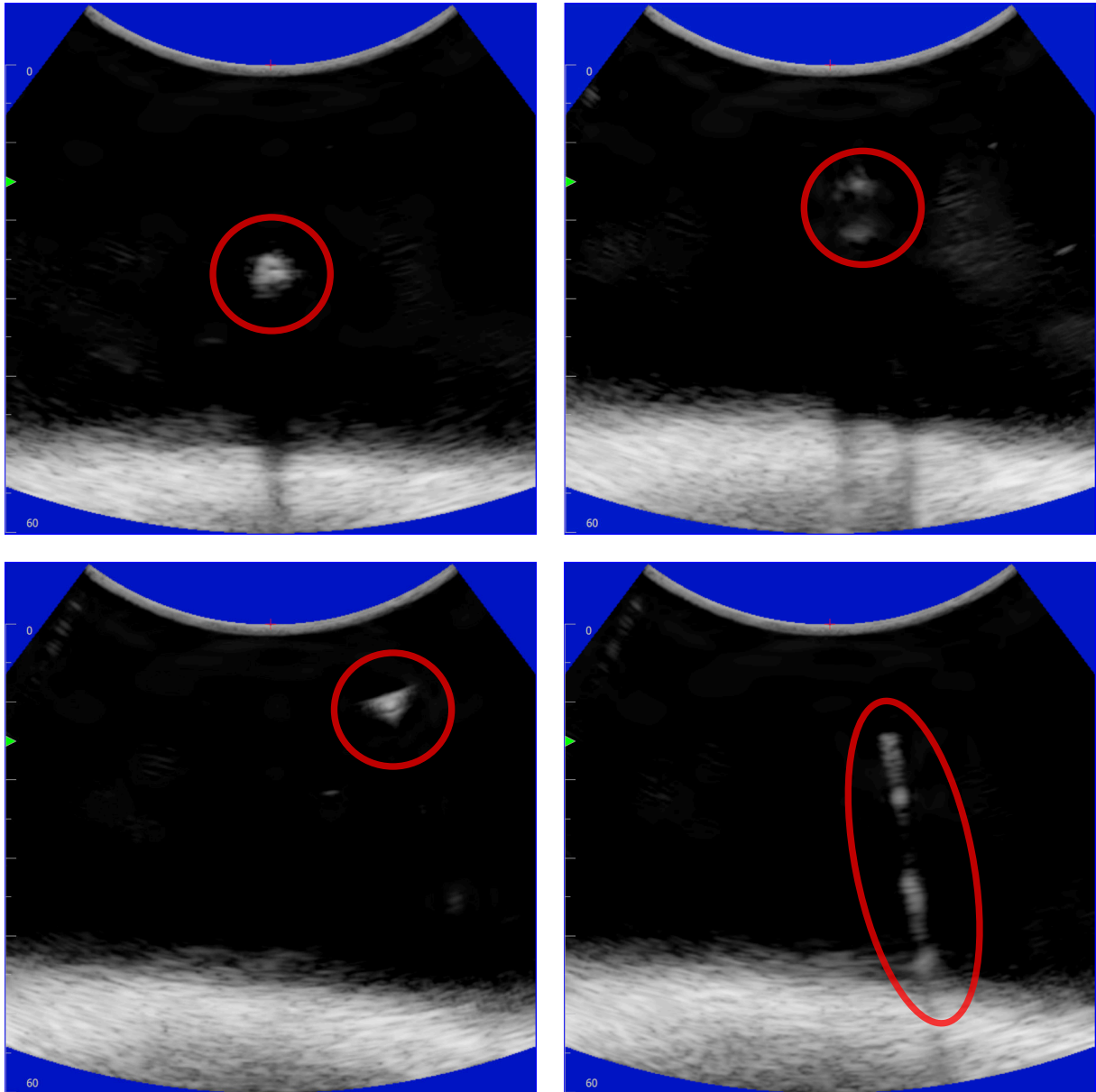


Abbildung 4.11: Damit es möglich ist, den Mittelpunkt des Kalibrierobjekts im Ultraschallbild zu finden, muss das Material des Kalibrierkörpers schalltransparent sein: Andernfalls sieht man im Ultraschallbild nur die Totalreflexion an der Oberfläche. Beispiele: Holzstab (oben links), hohles Kunststoffröhrchen (oben rechts), Kunststofffaden (unten links), Metallnadel (unten rechts). Insbesondere beim Ultraschallbild der Nadel sind die Artefakte hinter der Nadel aufgrund der Totalreflexion zu erkennen.

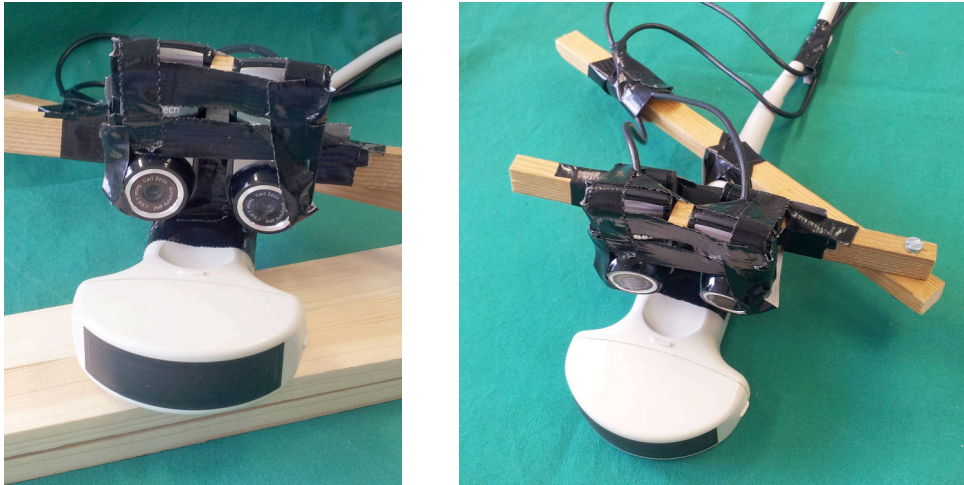


Abbildung 4.12: Aus zwei handelsüblichen Webcams (Logitech C905) und einer konvexen 3.5 MHz-Abdominalsonde eines Ultraschallsystems (TELEMED LogicScan 128) entstand dieser experimentelle Aufbau, der im Weiteren bei allen Versuchen verwendet wurde.

vorgeschlagene Konzept, eine beliebige Standardnadel mit stereo-optischen Mitteln zu verfolgen und daraus eine Navigationsvisualisierung zu erzeugen, tatsächlich mit genügender Genauigkeit funktioniert. Daher wird der eben genannte, invertierte Aufbau verwendet.

Ein ähnliches Konzept wurde von Stolka et al. vorgeschlagen. Deren Artikel lässt allerdings verschiedene Fragen offen, insbesondere bei der Kalibrierung des Systems. Außerdem werden bei der Detektion der Nadel andere, komplexere, tiefenbildbasierte Verfahren verwendet, auf die in dieser Arbeit verzichtet wurde. Trotzdem kann damit eine sehr gute Genauigkeit erreicht werden, wie später gezeigt werden wird.

## 4.3 Realisierung

Ausgehend vom beschriebenen Konzept werden nun Hardware und Software benötigt, mit der das Konzept umgesetzt werden kann. Im Folgenden sollen nun die einzelnen Komponenten erklärt werden.

### 4.3.1 Mechanischer Aufbau

Der vorgeschlagene Aufbau wurde mit zwei Webcams (Logitech C905) und einer konvexen 3.5 MHz-Abdominalsonde eines Ultraschallsystems (TELEMED LogicScan 128) prototypisch aufgebaut (Abbildung 4.12). Es erwies sich als sinnvoll, die Kameras in etwa einem Zentimeter Abstand zur Sonde zu montieren, so dass sie entlang der Sonde auf die Einstichstelle blicken. Um die Überlappung der Sichtkegel zu vergrößern, sind die Kameras um etwa  $10^\circ$  nach innen gedreht. Die Blickachse verläuft etwa parallel zur Sonde, so dass die Sonde nur im unteren Bildbereich zu sehen ist.

### 4.3.2 Kreuzkalibrierung

Es wird an dieser Stelle davon ausgegangen, dass das (starre) Stereokamerasystem bereits kalibriert ist. Entsprechende Verfahren sind in Abschnitt 2.2.1 und Abschnitt 3.3.2 beschrieben. Diese können hier unverändert zur Anwendung kommen.

##### Definition

Die Kalibrierung des Stereokamerasystems beschreibt ein Koordinatensystem. In diesem sind die Positionen und Parameter der Kameras bei der Kalibrierung ermittelt worden. Für die entsprechenden mathematischen Definitionen sei hier auf Kapitel 2 verwiesen.

Im Koordinatensystem des Kamerasystems wird ebenfalls die Bildebene des Ultraschallsystems beschrieben, und zwar zweckmäßig als Ebenengleichung in Parameterform

$$p(u, v) = b_0 + ud_1 + vd_2, \quad u, v \in \mathbb{R}, \quad b_0, d_1, d_2 \in \mathbb{R}^3.$$

Gesucht sind nun die Parameter  $b_0, d_1, d_2 \in \mathbb{R}^3$ , so dass für jeden Bildpunkt  $(u, v)$  die tatsächliche Position im Raum  $p(u, v)$  ermittelt werden kann.

Wichtig ist, dass hier die Ebene nicht auf ihre vier Freiheitsgrade reduziert werden kann. Die Ebene in Hessescher Normalform würde tatsächlich nur die Lage der Bildebene des Ultraschallbildes beschreiben. Es wird aber auch der Zusammenhang zwischen Ultraschallbildkoordinaten und Weltkoordinaten benötigt. Dies erfolgt bei der Ebene in Parameterform über die beiden Parameter  $d_1$  und  $d_2$ . Die Plausibilität einer Kalibrierung kann dann einfach überprüft werden: Bei korrekter Kalibrierung sollte die euklidische Norm der Richtungsvektoren  $d_1$  und  $d_2$  der Pixelgröße des Ultraschallgeräts in Weltkoordinaten (also in Millimetern) entsprechen.

Es stellt sich an dieser Stelle die Frage, ob dieses Modell für die Ultraschallbildebene tatsächlich ausreichend ist, oder ob komplexeres Verhalten modelliert werden sollte. In Abschnitt 4.4 wird sich nach der Auswertung des Kalibrierverfahrens zeigen, dass das Modell zu einem genügend kleinen Rückprojektionsfehler führt und daher als brauchbar angenommen werden kann.

##### Kalibrierkörper

Die Bestimmung der Parameter  $b_0, d_1, d_2 \in \mathbb{R}^3$ , die die Bildebene des Ultraschalls beschreiben, werden, wie bei Kreuzkalibrierung üblich, durch Korrespondenzbildung ermittelt. Weil die Kameras an der Ultraschallsonde montiert sind und von der Ultraschallsonde weg blicken, soll der Kalibrierkörper die Korrespondenz zwischen dem Bereich, den die Kameras sehen sowie dem Sichtfeld des Ultraschalls herstellen. Es wird daher ein länglicher, linearer Kalibrierkörper verwendet. Er muss hinreichend starr sein, da er im Folgenden als Gerade modelliert wird.

Man positioniert den Kalibrierkörper also so im Sichtvolumen, dass er sowohl in den Bildern beider Kameras als auch im Ultraschallbild als Durchstoßpunkt zu sehen ist und speichert die Bilder. Diesen Vorgang wiederholt man, so lange, bis das gesamte Sichtvolumen möglichst vollständig abgedeckt ist, wobei der Kalibrierkörper für jede Aufnahme bewegt wird. Kalibrierdatensätze von 60 Bildtripeln haben sich als sinnvoll erwiesen. Ein Beispiel für einen Satz von Kalibrierbildern ist in Abbildung 4.13 zu sehen.

Zur Detektion des Kalibrierkörpers in den Bildern der Kameras wird das später beschriebene Verfahren zur Nadeldetektion verwendet (Abschnitt 4.3.4), wobei der Benutzer manuell eingreifen kann, um Fehldetektionen zu korrigieren. Auf eine automatische Auswertung der Ultraschallbilder bei der Kalibrierung wurde verzichtet. Der Benutzer wählt den Durchstoßpunkt manuell durch einen Klick aus.

Das Kalibrierproblem reduziert sich dadurch auf die folgende mathematische Aufgabenstellung: Für eine Anzahl an Geraden im dreidimensionalen Raum  $\mathbb{R}^3$  und die gleiche Anzahl an Punkten auf einer Ebene, bestimme die Position und Orientierung der Ebene, so dass die Geraden die Ebene an den jeweiligen Punkten schneidet (Abbildung 4.14).

Im Folgenden wird die Lösung dieses Problems beschrieben.

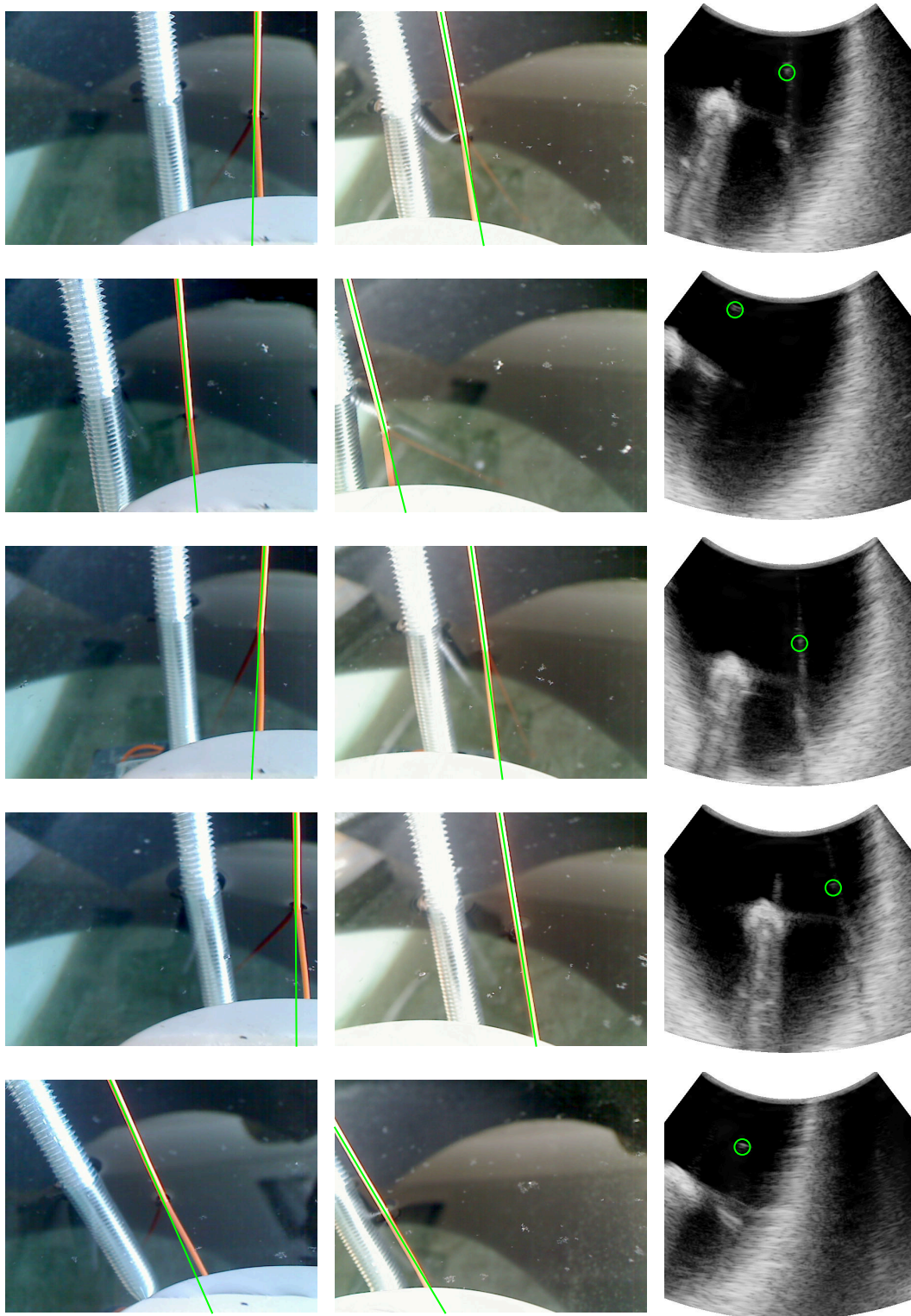


Abbildung 4.13: Das starre System bestehend aus Stereokamerasystem und 2D-Ultraschallsonde wird mit Hilfe eines linearen, starren Kalibrierkörpers kalibriert (hier: Nylonfaden, 1.3 mm Durchmesser). Er ist in den Bildern der Kameras als Linie sichtbar, in den Ultraschallbildern als Durchstoßpunkt (blau markiert). Man sieht den Knick des Fadens an der Wasseroberfläche aufgrund der Lichtbrechung.



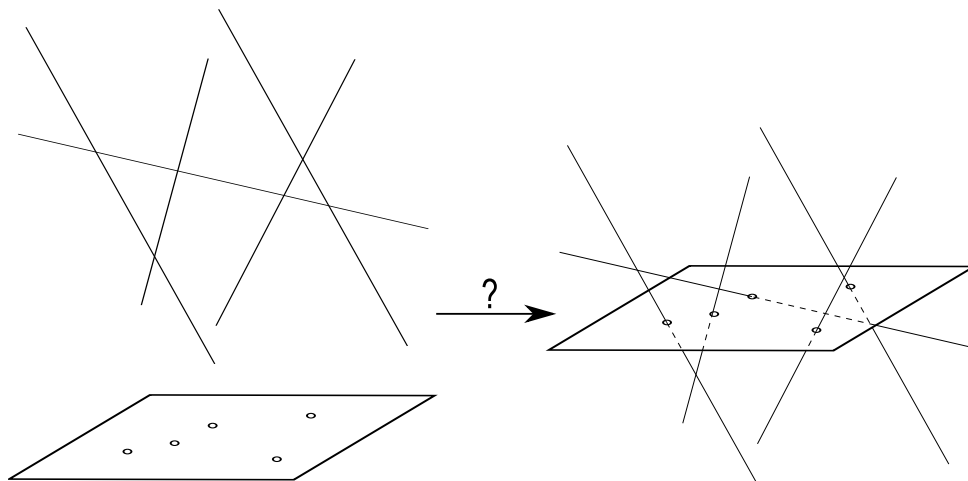


Abbildung 4.14: Das Kalibrierproblem reduziert sich auf die mathematische Aufgabenstellung, eine Ebene so durch eine Geradenschar zu bestimmen, dass die Geraden die Ebene genau an den vorgesehenen Stellen schneiden.

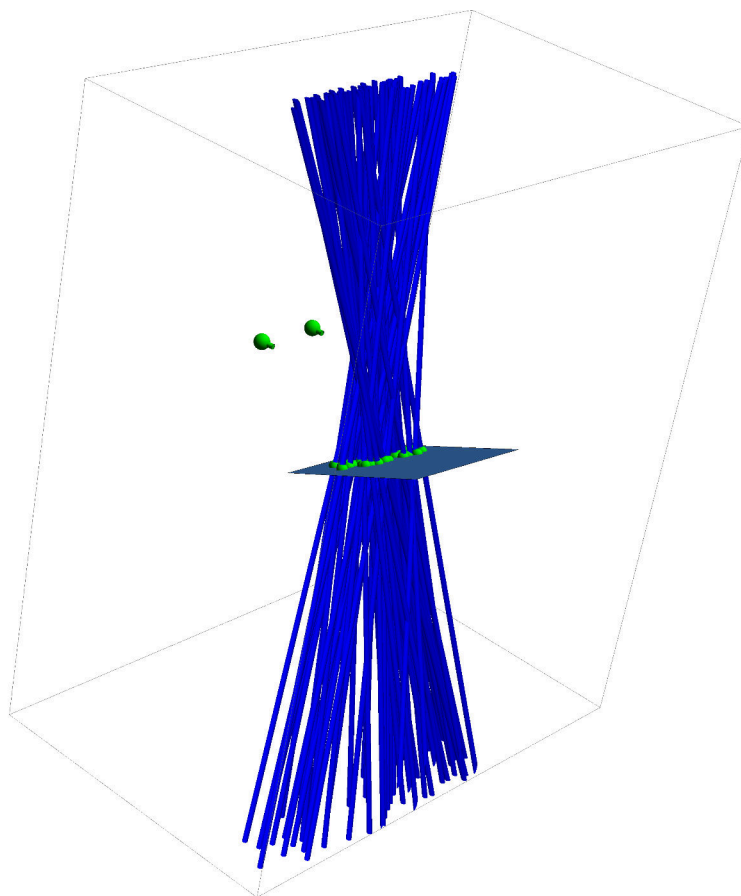


Abbildung 4.15: Bei der Kalibrierung wird eine Geradenschar (blaue Linien) und eine Punktmenge (grüne Punkte) ermittelt. Diese sind hier dargestellt. Ausserdem ist die Ultraschallbildfläche (graue Ebene), die durch die Kalibrierung bestimmt wird, dargestellt. Es handelt sich hierbei um die Kalibrierdaten des Datensatzes 3, der mit dem dünnen Nylonfaden erstellt wurde (Abschnitt 4.4.1 auf Seite 143).

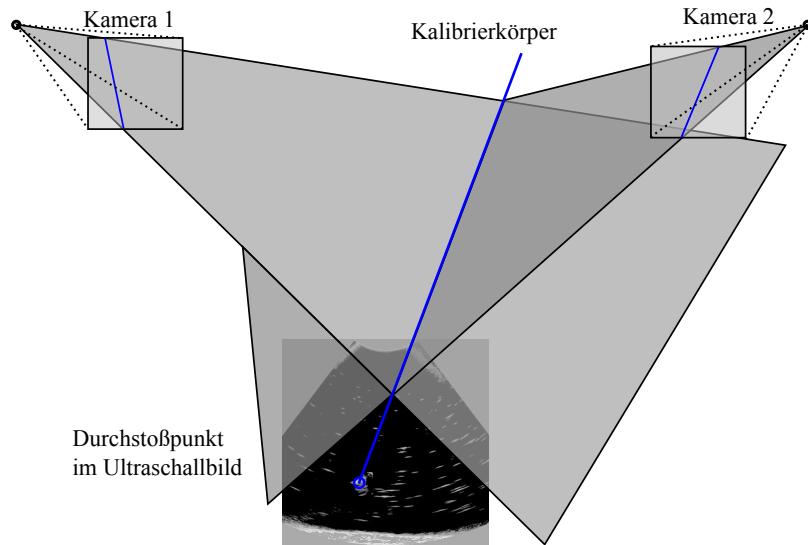


Abbildung 4.16: Der Kalibrierkörper ist in den Videobildern als Linie sichtbar. Mit dem jeweiligen Kamerazentrum spannt diese Linie eine Ebene auf. Die Schnittgerade beider Ebenen ist (idealerweise) identisch mit der Lage des Kalibrierkörpers.

### Kalibrierung

Wie bereits geschrieben, dient das Koordinatensystem des Kamerasystems als Weltkoordinatensystem. Das ist erlaubt, weil Kameras und Ultraschallsonde starr verbunden sind. In diesem Koordinatensystem ist die Ultraschallbildebene als Ebene in Parameterform beschrieben

$$p(u, v) = b_0 + ud_1 + vd_2, \quad u, v \in \mathbb{R}, \quad b_0, d_1, d_2 \in \mathbb{R}^3,$$

wobei die Vektoren  $b_0, d_1, d_2 \in \mathbb{R}^3$  gesucht werden.

Aus jedem der Kalibrierbildtripel (je zwei Videobilder und ein Ultraschallbild, siehe Abbildung 4.13) kann man folgende Informationen über den Kalibrierkörper gewinnen:

- Pro Videobild erhält man eine Ebene  $n_i x = m_i$ ,  $i = 1, 2$ ,  $n_i \in \mathbb{R}^3$ ,  $m_i \in \mathbb{R}$ , weil der Kalibrierkörper in den Bildern als Linie sichtbar ist. Mit dem Kamerazentrum spannt diese Linie eine Ebene auf. Die Schnittgerade der beiden Ebenen ist (idealerweise) identisch mit der Lage des Kalibrierkörpers im Raum (Abbildung 4.16).
- Ein Punkt  $p = (u, v) \in \mathbb{R}^2$  an der Durchstoßstelle im Ultraschallbild.

Folglich kann man für jedes der Kalibrierbildtripel zwei Gleichungen aufstellen, und zwar

$$\begin{aligned} n_1(b_0 + ud_1 + vd_2) &= m_1, \\ n_2(b_0 + ud_1 + vd_2) &= m_2. \end{aligned}$$

Allgemein ausgedrückt, bedeuten diese Gleichungen: Der Durchstoßpunkt im Ultraschallbild, in Weltkoordinaten ausgedrückt, muss auf den beiden von den Kamerazentren und dem Kalibrierkörper aufgespannten Ebenen liegen. In diesen Gleichungen sind die Parameter  $n_i, m_i, u, v$  bekannt,  $b_0, d_1, d_2$  sind gesucht.

Man kann diese Gleichungen umformen zu

$$\begin{aligned} n_1 b_0 + n_1 u d_1 + n_1 v d_2 - m_1 &= 0, \\ n_2 b_0 + n_2 u d_1 + n_2 v d_2 - m_2 &= 0. \end{aligned}$$

Ausgehend von  $n$  Kalibrierbildtripeln (zur Anzahl von Kalibriertupeln siehe Abschnitt 4.4.1, Abbildung 4.23) bezeichnen nun  $n_i^{(j)}$ ,  $m_i^{(j)}$ ,  $u^{(j)}$ ,  $v^{(j)}$  die Parameter, die aus Kalibrierbildtripel  $j$  ermittelt wurden. Man erhält das überbestimmte Gleichungssystem

$$\begin{aligned} n_1^{(1)}(b_0 + u^{(1)}d_1 + v^{(1)}d_2) &= m_1^{(1)} \\ n_2^{(1)}(b_0 + u^{(1)}d_1 + v^{(1)}d_2) &= m_2^{(1)} \\ n_1^{(2)}(b_0 + u^{(2)}d_1 + v^{(2)}d_2) &= m_1^{(2)} \\ n_2^{(2)}(b_0 + u^{(2)}d_1 + v^{(2)}d_2) &= m_2^{(2)} \\ &\vdots \\ n_1^{(n)}(b_0 + u^{(n)}d_1 + v^{(n)}d_2) &= m_1^{(n)} \\ n_2^{(n)}(b_0 + u^{(n)}d_1 + v^{(n)}d_2) &= m_2^{(n)} \end{aligned}$$

das man umformen kann zu  $Ax = b$ ,  $A \in \mathbb{R}^{2n \times 9}$ ,  $x \in \mathbb{R}^9$ ,  $b \in \mathbb{R}^{2n}$  mit

$$Ax = \begin{pmatrix} n_1^{(1)} & u^{(1)}n_1^{(1)} & v^{(1)}n_1^{(1)} \\ n_2^{(1)} & u^{(1)}n_2^{(1)} & v^{(1)}n_2^{(1)} \\ n_1^{(2)} & u^{(2)}n_1^{(2)} & v^{(2)}n_1^{(2)} \\ n_2^{(2)} & u^{(2)}n_2^{(2)} & v^{(2)}n_2^{(2)} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ n_1^{(n)} & u^{(n)}n_1^{(n)} & v^{(n)}n_1^{(n)} \\ n_2^{(n)} & u^{(n)}n_2^{(n)} & v^{(n)}n_2^{(n)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_0 \\ d_1 \\ d_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -m_1^{(1)} \\ -m_2^{(1)} \\ -m_1^{(2)} \\ -m_2^{(2)} \\ \vdots \\ -m_1^{(n)} \\ -m_2^{(n)} \end{pmatrix} = b.$$

Nach Multiplikation mit der Transponierten von  $A$  erhalten wir  $A^T Ax = A^T b$ . Zu dieser Gleichung kann mit Hilfe der Singulärwertzerlegung die Lösung gefunden werden. OpenCV bietet eine entsprechende Funktion an. Damit ist die Kalibrierung des starren Systems bestehend aus Stereokamerasystem und Ultraschall abgeschlossen.

#### Abgrenzung zur Arbeit von Stolka et al.

Stolka et al. verwenden ebenfalls ein lineares Kalibrierobjekt. Als Kalibrierobjekt verwenden Stolka et al. eine Nadel. Wie in Abbildung 4.11 zu sehen, und wie in Abschnitt 4.4.1 gezeigt wird, ist dieses Material nicht ideal für ein gutes Kalibrierergebnis.

Die Kalibrierung basiert auf drei Punkten entlang des Kalibrierobjekts: Man benötigt für das Bildtriple  $i$  zwei Punkte in den Bildern der Kameras ( $p_{i1}, p_{i2} \in \mathbb{R}^3$ , einer im zugehörigen Ultraschallbild ( $p_{iX} \in \mathbb{R}^2$ )). Zwangsläufig müssen diese Punkte kollinear sein, so dass sich die Kalibriertransformation  $T$  als Lösung des Gleichungssystems

$$\sum_i \overrightarrow{p_{i1}p_{i2}} \times \overrightarrow{p_{i2}Tp_{iX}} = 0$$

mit der Methode der kleinsten Quadrate finden lässt.

Es wird nicht erklärt, wie diese Punkte bestimmt werden, und wie genau sie bestimmt werden können. Daher wird in dieser Arbeit ein Ansatz verwendet, der den gesamten Verlauf des Kalibrierobjektes über das Bild in die Lösung einbezieht und später die zu erwartende Genauigkeit abgeschätzt.

#### 4.3.3 Rückprojektion

Für ein kalibriertes starres System bestehend aus zwei Kameras und einer Ultraschallsonde soll nun die Rückprojektion einer Nadel in das Ultraschallbild berechnet werden. Das wird im weiteren Verlauf der Arbeit an zwei Stellen benötigt:



- Anhand des Rückprojektionsfehlers kann man die Güte einer Kreuzkalibrierung beurteilen.
- Um darstellen zu können, wo die Nadel die Ultraschallbildebene schneiden wird, muss dieser Punkt zunächst durch Rückprojektion berechnet werden.

Dabei unterscheidet man zwischen der Lage der Nadel innerhalb und außerhalb der Ultraschallbildebene. Im ersten Fall ist das Ergebnis der Rückprojektion eine Gerade oder ein Geradensegment. Im zweiten Fall ist das Ergebnis ein einzelner Punkt, wenn die Nadel die Ultraschallbildebene schneidet. Mathematisch gesehen sind beide Fälle Lösungen der folgenden Gleichung. Für die Navigationsanwendung werden beide Lösungen ermittelt (sofern Lösungen existieren) und im Bild dargestellt.

Sei also

$$p(u, v) = b_0 + ud_1 + vd_2, \quad u, v \in \mathbb{R}, \quad b_0, d_1, d_2 \in \mathbb{R}^3$$

die Ultraschallbildebene, wie bei der Kreuzkalibrierung berechnet. Seien ferner

$$n_i x - d_i = 0, \quad n_i \in \mathbb{R}^3, \quad d_i \in \mathbb{R}$$

die Gleichungen der Geraden in den Bildern der Kamera  $i$  ( $i \in \{1, 2\}$ ) in Hessescher Normalform. Zusammen mit dem Zentrum der jeweiligen Kamera  $o_i$  spannen die Geraden jeweils eine Ebene auf. Zusammen mit der Projektionsmatrix der jeweiligen Kamera  $P_i$  erhält man die Gleichung der Ebene

$$n'_i P_i x - d'_i = 0.$$

Mit den üblichen Mitteln erhält man durch Einsetzen die Schnittgerade als Lösung

$$x(t) = at + b, \quad a, b \in \mathbb{R}^3, \quad t \in \mathbb{R},$$

die bei korrekter Bestimmung der Geraden im Bild auch im Raum an der Stelle liegen sollte, an der die Nadel tatsächlich ist.

Gesucht ist nun der Schnitt von der Geraden  $x(t)$  und der Bildebene des Ultraschallbildes  $p(u, v)$ .

### Out-of-Plane-Rückprojektion

Hat die Nadel einen relativ großen Winkel zur Ultraschallbildebene, so ist die Lösung relativ einfach als Schnittpunkt der Geraden  $x(t)$  und der Bildebene  $p(u, v)$  zu finden. Komplizierter ist der Fall, wenn die Nadel sich (mehr oder weniger genau) in der Bildebene befindet. Das wird im nächsten Abschnitt erklärt.

Der Schnittpunkt der Geraden und der Ebene ist mathematisch einfach zu finden, indem man die Ebenengleichung in die Gleichungen der beiden Ebenen einsetzt

$$n'_i P_i p(u, v) - d'_i = n'_i P_i (b_0 + ud_1 + vd_2) - d'_i = 0.$$

Nach Ausmultiplizieren erhält man

$$n'_1 P_1 b_0 + u n'_1 P_1 d_1 + v n'_2 P_2 d_2 - d'_i = 0,$$

was man zu

$$Ax = \begin{pmatrix} n'_1 P_1 d_1 & n'_1 P_1 d_2 \\ n'_2 P_2 d_1 & n'_2 P_2 d_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} n'_1 P_1 b_0 - d'_1 \\ n'_2 P_2 b_0 - d'_2 \end{pmatrix} = b$$

umformen und dann mit den bekannten Mitteln lösen kann. Wenn es eine Lösung gibt, ist dies der Schnittpunkt mit der Ultraschallebene. Andernfalls verläuft die Nadel parallel zur Bildebene. Im nächsten Abschnitt wird erklärt, wie in diesem Fall vorgegangen werden kann.

##### In-Plane-Rückprojektion

Bei der In-Plane-Nadelführung wäre es grundsätzlich ausreichend, ebenfalls den Schnitt der Geraden  $x(t)$  und der Ebene  $p(u, v)$  zu bestimmen. Praktisch wird die Gerade allerdings nur selten exakt auf der Ebene verlaufen, zum Beispiel wegen Bildrauschen und Messungenauigkeiten. Es wird daher ein anderer Weg gewählt.

Weil die Gerade bei In-Plane-Nadelführung im Wesentlichen sehr nah an der Ebene verläuft, wird die Gerade orthogonal auf die Ebene projiziert und diese Schnittgerade dargestellt.

Man erhält die Orthogonalprojektion eines Punktes  $x \in \mathbb{R}^3$  auf die Ebene  $p(u, v) = b_0 + ud_1 + vd_2$  mittels

$$P_E(x) = \frac{(x - b)d_1}{d_1d_1}d_1 + \frac{(x - b)d_2}{d_2d_2}d_2$$

und kann somit beispielsweise für zwei Punkte auf der Geraden  $x(0)$  und  $x(1)$  die entsprechenden Punkte in Ultraschallbildkoordinaten bestimmen zu

$$P_E(x(t)) = \frac{(x - b)d_1}{d_1d_1} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix} + \frac{(x - b)d_2}{d_2d_2} \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

und durch diese Punkte eine Gerade im Ultraschallbild bestimmen und darstellen.

##### Visualisierung

Ausgehend von der Projektion des Nadelverlaufs in das Ultraschallbild sind verschiedene Visualisierungen der Nadel denkbar.

Der einfachste Weg zur Visualisierung ist, den Durchstoßpunkt der Nadel und die Orthogonalprojektion der Nadel direkt in das Ultraschallbild einzuzichnen (Abbildung 4.17, links). Das wurde in der vorliegenden Software getan. Damit liegt ein flexibles Werkzeug vor, das unabhängig von In-Plane- und Out-of-Plane-Nadelführung funktioniert. Darüber hinaus kann man die Visualisierung noch erweitern. Beispielsweise ist bei der Out-of-Plane-Nadelführung bekannt, auf welcher Seite der Ultraschallbildebene sich die Nadel befindet. Man kann daher die Darstellung der Orthogonalprojektion auf den Teil der Linie beschränken, der sich auf der selben Seite der Ultraschallbildebene befindet – in der Regel also den im Bild „oben“ liegenden Teil (Abbildung 4.17, Mitte).

Wenn Informationen über die Größe der Nadel bekannt sind, wäre es möglich, anstatt eines Schnittpunktes die tatsächlichen Schnittfläche zwischen Bildebene und Nadel zu markieren. Das würde bei einem spitzen Winkel zwischen Nadel und Bildebene die Ungenauigkeit der Schnittpunktbestimmung betonen.

Weiter wäre es denkbar, bei der Out-of-Plane-Nadelführung eine 3D-Visualisierung zu verwenden, bei der das Ultraschallbild projektiv verzerrt wird. Der Arzt erhält dann einen Blick auf das Ultraschallbild, wie es aus der Perspektive der Nadel aussähe (Abbildung 4.17, rechts).

#### 4.3.4 Nadeldetektion

##### Farbbasierte Nadeldetektion

Verschiedene Verfahren zur Detektion von Nadeln wurden untersucht. Grundlegend ist hier zunächst die Frage, was eine Standardnadel in einem Videobild auszeichnet:

- Länglich
- Gerade

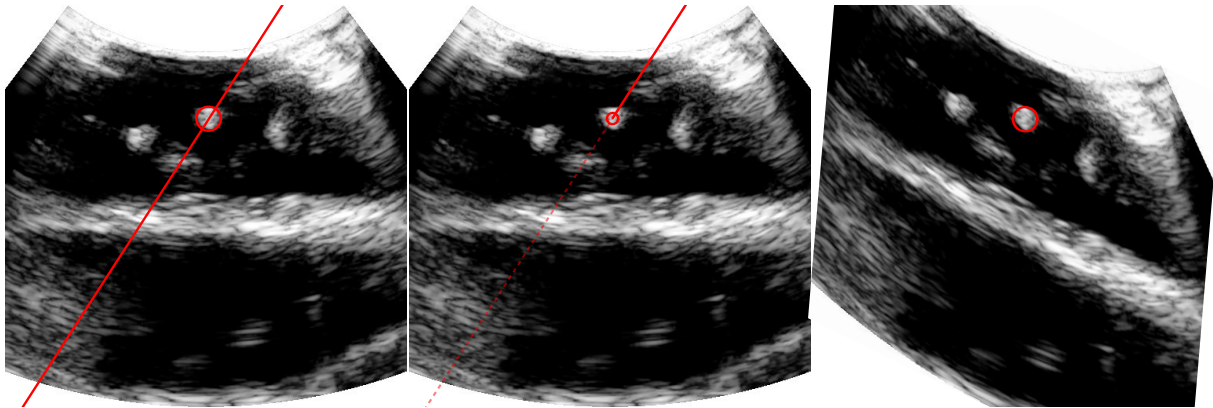


Abbildung 4.17: Aus der Rekonstruktion des Verlaufs der Nadel relativ zur Bildebene des Ultraschalls lässt sich eine Visualisierung für den Arzt generieren, indem man die Orthogonalprojektion der Nadel und den extrapolierten Schnittpunkt einzeichnet (links), dabei den Teil des Verlaufs der Nadel, der auf der gleichen Seite des Ultraschallbildes liegt, hervorhebt (mitte), oder das Bild des Ultraschalls perspektivisch verzerrt, so dass der Arzt das Ultraschallbild aus der Perspektive der Nadel betrachtet.

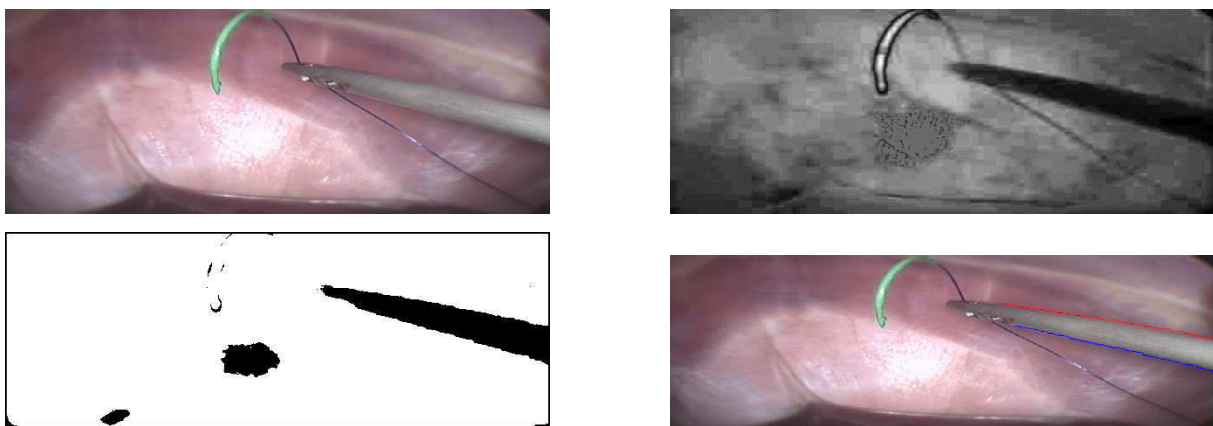


Abbildung 4.18: Doignon et al. suchen nach chirurgischen Instrumenten in endoskopischen Bildern (oben links), indem sie im Bild nach entsättigten Bereichen suchen. Dazu verwenden sie eine modifizierte Sättigungsfunktion (oben rechts), die histogrammbasiert binarisiert wird (unten links). Anschließend werden die begrenzenden Kanten ermittelt (unten rechts), um die Orientierung des Instruments bestimmen zu können (Bilder aus [39]).

- Begrenzt durch scharfe Bildkanten
- Metallische Farbe

Ein Verfahren das versucht, auf Basis der Farbe chirurgische Instrumente zu segmentieren, wurde von Doignon et al. veröffentlicht [39]. Sie suchen im Wesentlichen nach entsättigten Bereichen im Bild (Abbildung 4.18). Sie definieren dazu eine neue Sättigungsfunktion. Nach einer kantenerhaltenden Bildglättung wird die Sättigung der Farben des Bildes bestimmt und davon ein Histogramm erstellt. Das Histogramm wird geglättet und anschließend mit der Methode von Otsu ein Schwellwert bestimmt, mit dem dann das Eingabebild binarisiert werden kann. Nach einer Analyse der Zusammenhangskomponenten wird dann die Nadel segmentiert. Beispielbilder für den Ablauf des Verfahrens sind in Abbildung 4.18 zu sehen.

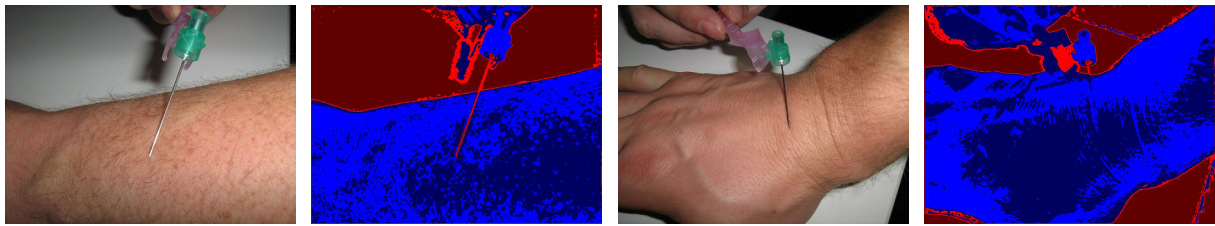


Abbildung 4.19: Das von Doignon et al. vorgeschlagene Verfahren [39] funktioniert für den Fall der Nadeldetektion nicht. Abgebildet sind zwei repräsentative Bilder und das Ergebnis nach der Binarisierung. Im zweiten Bild wird die Nadel nicht gefunden, weil sie im Bild nicht entsättigt genug erscheint. Es handelt sich in beiden Bildern um dieselbe Nadel.

Das Verfahren wurde implementiert, erwies sich aber als nicht tauglich, weil einige der Annahmen von Doignon et al. nicht erfüllt sind. Sie gehen davon aus, chirurgische Instrumente in endoskopischen Aufnahmen zu sehen. Die Instrumente unterscheiden sich mit ihrer metallischen Farbe deutlich vom roten Farbton des Situs. Das gilt nicht für Bilder von Nadeln, wie sie vom vorliegenden System aufgenommen werden, weil die verwendeten Nadeln eine blanke, stark reflektierende Oberfläche aufweisen. Der Ansatz wurde daher verworfen, weil die Nadel nicht zuverlässig detektiert wurde (Abbildung 4.19).

#### Kantenbasierte Nadeldetektion

Chan et al. schlagen vor, die Nadel im Kantenbild zu suchen. Sie zeigt sich dort als Menge von parallelen, geraden Linien. Chan et al. gehen davon aus, dass die längste, geradeste Linie im Kantenbild zur Nadel gehört. Sie verwenden die Hough-Transformation [116], um im Kantenbild nach Geraden zu suchen, und verwenden das absolute Maximum im Hough-Akkumulator als Bild der Nadel.

Das Verfahren zur Nadeldetektion von Chan et al. wurde implementiert. Es zeigte auf den Testbildern kein gutes Verhalten, da häufig andere Kanten im Bild den Hough-Raum dominieren. Das wird in den Beispielbildern (Abbildung 4.20) in Beispiel 3 (Seite 141) deutlich, wo eine lange Kante entlang des Arms den Hough-Raum dominiert. Das würde zu Fehldetektionen führen.

Es wird daher ein Verfahren entwickelt, dass die grundlegenden Gedanken der Verfahren von Chan et al. [33] und Doignon et al. [39] kombiniert. Die Idee ist dabei, dass die Nadel charakterisiert wird durch wenigstens zwei parallel verlaufende Geraden im Kantenbild. Beispiele für den Ablauf des Algorithmus sind in Abbildung 4.20 zu sehen.

#### Kantendetektion

Zunächst werden aus dem Ursprungsbild mit dem Canny-Algorithmus [32] Kanten extrahiert und in dem Kantenbild mit dem probabilistischen Hough-Algorithmus [116] Geradensegmente gesucht. Der Algorithmus ist dabei relativ konservativ parametrisiert, so dass eher viele kurze Geradensegmente gefunden werden. Die Geradensegmente, die kürzer als 30 Pixel sind, werden verworfen. Dies ist in Relation zur Bildgröße zu sehen, in diesem Fall  $640 \times 480$  px.

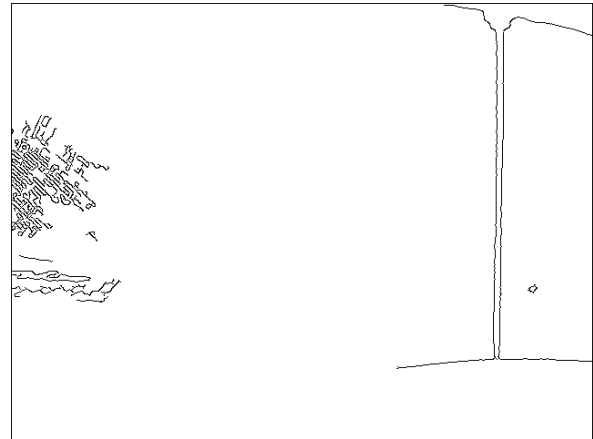
#### Plausibilitätstest

Anschließend werden die Geradensegmente paarweise darauf getestet, ob sie gegenüberliegende begrenzende Kanten einer Nadel sein könnten. Seien  $A = [A_1 A_2]$  und  $B = [B_1 B_2]$  (endlich lange) Geradensegmente sowie  $A' = \overleftrightarrow{A_1 A_2}$  und  $B' = \overleftrightarrow{B_1 B_2}$  die zugehörigen (unendlich langen) Linien. Die Geradensegmente werden als plausibel angenommen, wenn diese Bedingungen gelten:

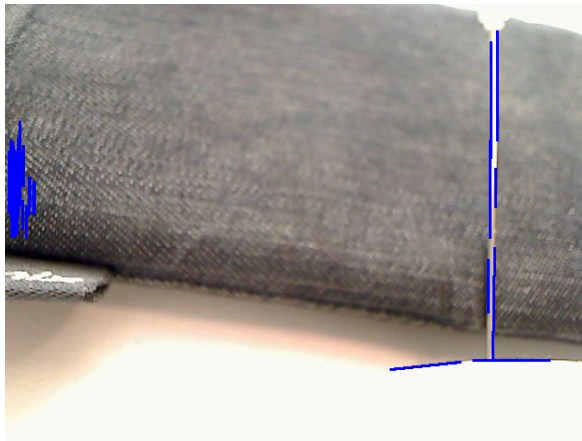
## Nadeldetektion: Beispiel 1



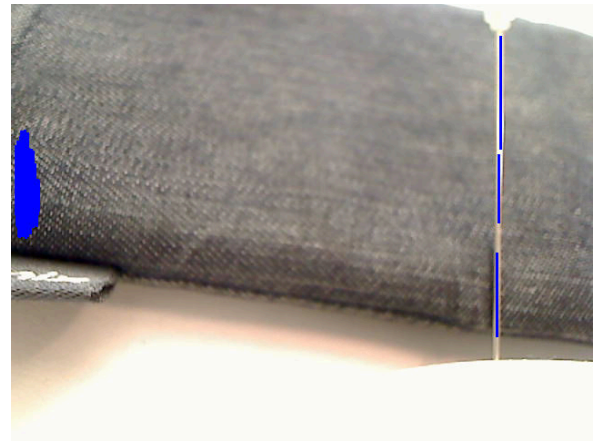
(a) Beispielbild 1



(b) Kantenbild



(c) Geradensegmente



(d) Plausible Linien



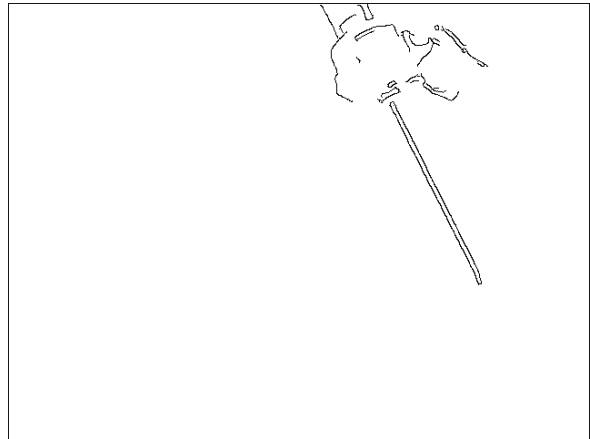
(e) Gefundener Nadelverlauf

Abbildung 4.20: Zur Detektion der Nadel im Bild werden zunächst mit dem Kantendetektor von Canny [32] die Kanten extrahiert. Es fällt auf, dass sich die Kanten im Bereich der Nadel häufen. Plausible Kantenpaare werden heuristisch ermittelt und zu einem gemittelten Geradensegment vereint. Die plausiblen gemittelten Segmente werden anschließend geclustert und die Clustermittelpunkte als Ergebnis zurückgegeben.

**Nadeldetektion: Beispiel 2**



(f) Beispielbild 2



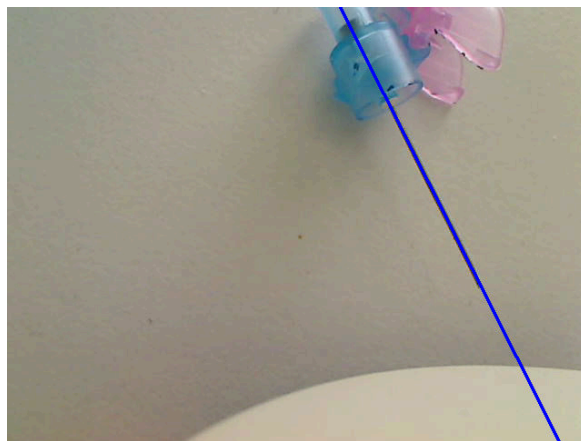
(g) Kantenbild



(h) Geradensegmente



(i) Plausible Linien



(j) Gefundener Nadelverlauf

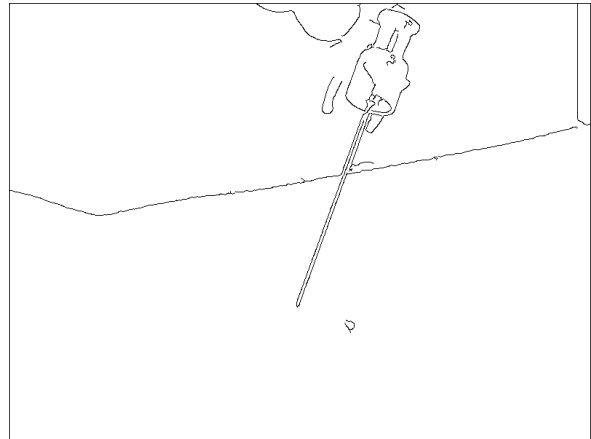
Abbildung 4.20 (Fortsetzung)



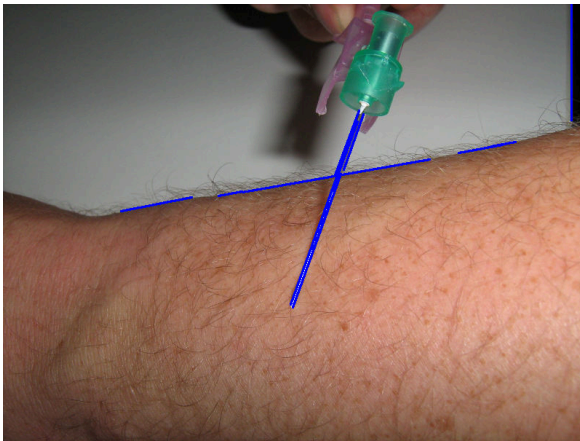
### Nadeldetektion: Beispiel 3



(k) Beispielbild 3



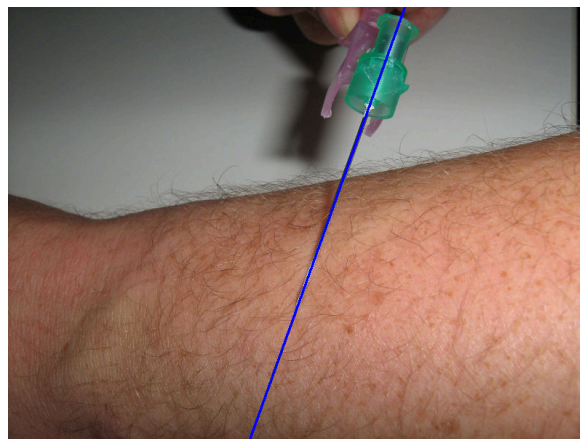
(l) Kantenbild



(m) Geradensegmente



(n) Plausible Linien



(o) Gefundener Nadelverlauf

Abbildung 4.20 (Fortsetzung)

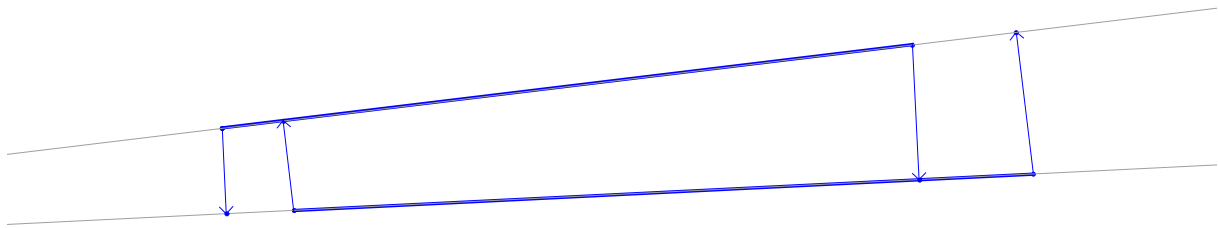


Abbildung 4.19: An den Kanten einer Nadel gegenüberliegende Geradensegmente sollen parallel verlaufen. Dafür darf der Winkel zwischen ihnen nicht zu groß sein. Die Geradensegmente dürfen sich nicht schneiden. Außerdem muss für mindestens einen der Start- bzw. Endpunkte der Segmente gelten, dass die Orthogonalprojektion auf das jeweils andere Geradensegment innerhalb des Segments liegt.

- Der Winkel zwischen den Geradensegmenten darf nicht zu groß sein. Hierfür erwies sich ein Wert von  $2.5^\circ$  als ausreichend.
- Die Geradensegmente dürfen sich in ihrem Verlauf nicht schneiden.
- Die Geradensegmente müssen nebeneinander verlaufen:
  - Es muss für mindestens einen der Start- bzw. Endpunkte der Segmente  $A_1, A_2, B_1, B_2$  gelten, dass die Orthogonalprojektion auf die jeweils andere Linie innerhalb des zugehörigen Geradensegments liegt (Abbildung 4.19).
- Der Abstand der Geradensegmente zueinander darf nicht zu klein (identische Geradensegmente) und nicht zu groß sein. Hierfür haben sich die Grenzwerte 1.5 px und 36 px als ausreichend erwiesen, wobei diese von der verwendeten Brennweite, der Auflösung der Kameras und der Position der Kameras abhängen.
  - Zur Ermittlung des Abstandes werden die Mittelpunkte der Geradensegmente orthogonal auf die jeweils andere Linie projiziert und dann die Länge des Vektors zwischen Mittelpunkt und projiziertem Punkt als Abstand verwendet. Man erhält für jedes Geradensegment den Abstand zum jeweils anderen und verwendet daher den Mittelwert der beiden Abstände als Abstand der Geradensegmente.
- An dieser Stelle ist es auch möglich, Geradensegmente auszuschließen, wenn der Farbton im Bild zwischen den Geradensegmenten nicht metallisch ist. Auf eine Implementierung dieses Kriteriums wurde in der vorliegenden Software allerdings verzichtet, weil bereits eine genügende Stabilität erreicht war.

Wenn für ein Paar von Geradensegmenten alle Bedingungen erfüllt sind, wird folgendermaßen ein gemittelttes Geradensegment bestimmt: Start- und Endpunkte der Geradensegmente werden orthogonal auf die Winkelhalbierende der zugrundeliegenden Linien projiziert. Die Mittelpunkte zwischen den abgebildeten Start- und Endpunkten bilden dann Start- und Endpunkt des gemittelten Geradensegments.

Der Plausibilitätstest wird für alle Paare von Geradensegmenten durchgeführt und die gemittelten Geradensegmente in einer Liste gesammelt.

### Fusion

Die Liste der plausiblen, gemittelten Geradensegmente ist an diesem Punkt noch zu groß und enthält Fehldetektionen. Sie wird daher vereinfacht, indem Geradensegmente, die zur selben Linie zu gehören scheinen, zu einer Linie fusioniert werden.

Zu jedem Geradensegment  $A_i = [A_i, A'_i]$  wird zunächst die äquivalente Darstellung im Hough-Raum  $(\phi_i, \rho_i)$  bestimmt. Dann wird aus der Liste der gemittelten Geradensegmente das erste Element  $A_0$



ausgewählt. Mögliche Kandidaten für eine Fusion mit  $A_0$  sind alle Geradensegmente  $A_i$ , deren Winkel zum Referenzsegment unterhalb eines Schwellwerts liegt, und deren Abstand zum Ursprung ähnlich ist, also  $\|\rho_i - \rho_0\| < \delta$ , wobei sich bei der vorliegenden Geometrie Grenzwerte von  $3^\circ$  und 36 px als brauchbar erwiesen haben. Die möglichen Kandidaten werden aus der Liste der Geradensegmente entfernt.

An dieser Stelle erfolgt eine letzte Plausibilitätsprüfung: Wenn zu viele Kandidaten gefunden wurden (mehr als 50), dann werden die Kandidaten verworfen und nicht mehr in die Liste der Geradensegmente eingefügt. Ein Beispiel für diese Situation ist in Abbildung 4.20 im ersten Beispielbild (Seite 139, 4.20a bis 4.20e) zu sehen. Dort liegen sehr viele vertikal verlaufende Geradensegmente am linken Bildrand. Sie werden durch diesen Test verworfen.

Wurden die Kandidaten nicht verworfen, wird mittels linearer Regression eine Ausgleichsgerade an alle Geradensegmente bestimmt und als Ergebnis gespeichert. Mit den übrigen Geradensegmenten wird dieser Prozess wiederholt, bis die Liste der Kandidaten leer ist. Dadurch würden auch mehrere Nadeln im Bild sicher detektiert.

In Abbildung 4.20 ist für einige der verwendeten Trainingsbilder zu sehen, wo das Verfahren die Nadel detektiert hat.

### Abgrenzung zur Arbeit von Stolka et al.

Das vorgeschlagene Verfahren zur Nadeldetektion unterscheidet sich in zwei Aspekten von dem, dass Stolka et al. in ihrer Arbeit verwenden.

Durch die Mittelung der Geradensegmente wird hier darauf geachtet, dass tatsächlich die Mitte des Verlaufs der Nadel im Bild gefunden wird. Stolke et al. beschränken sich auf Kanten im Bild, und erhalten dadurch nur Detektionen am Rand der Nadel. Es wird nicht weiter ausgeführt, ob dieses Problem erkannt wurde und wie es eventuell behoben wurde.

Weiterhin verwenden Stolka et al. eine Rekonstruktion der Oberfläche der Haut des Patienten, um damit unplausible Paarungen von Geradensegmenten im linken und rechten Kamerabild auszuschließen. Diese Hautoberfläche wird aus den Kamerabildern durch Stereorekonstruktion ermittelt. In dieser Arbeit fiel allerdings auf, dass dies nicht nötig ist, wenn die Nadeldetektion in den Bildern stabil genug funktioniert.

## 4.4 Ergebnisse

Fügt man die beschriebenen Verfahren zusammen, erhält man ein Navigationssystem für die ultraschallgesteuerte Punktion basierend auf stereo-optischem, markerlosem Nadeltracking. Dieses System soll nun evaluiert werden. Dazu wird zunächst eine theoretische Bewertung der einzelnen verwendeten Algorithmen vorgenommen. Anschließend folgt eine praktische Bewertung des Gesamtsystems. Bezüglich der Qualität der verwendeten Kameras wird auf Abschnitt 2.3 verwiesen, wo die Abbildungsgüte der verwendeten Logitech QuickCam Pro erläutert wird.

### 4.4.1 Kreuzkalibrierung

Basierend auf den für die Kreuzkalibrierung gesammelten Daten ist es möglich, die Qualität des Kreuzkalibrierverfahrens sowie die Güte einer einzelnen Kalibrierung zu beurteilen.

Für die folgenden Untersuchungen standen vier unterschiedliche Kalibrierkörper zur Verfügung (Abbildung 4.22):

- Eine Metallstange mit kreisförmigem Querschnitt (60 cm Länge, 6 mm Durchmesser)

#### 4 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

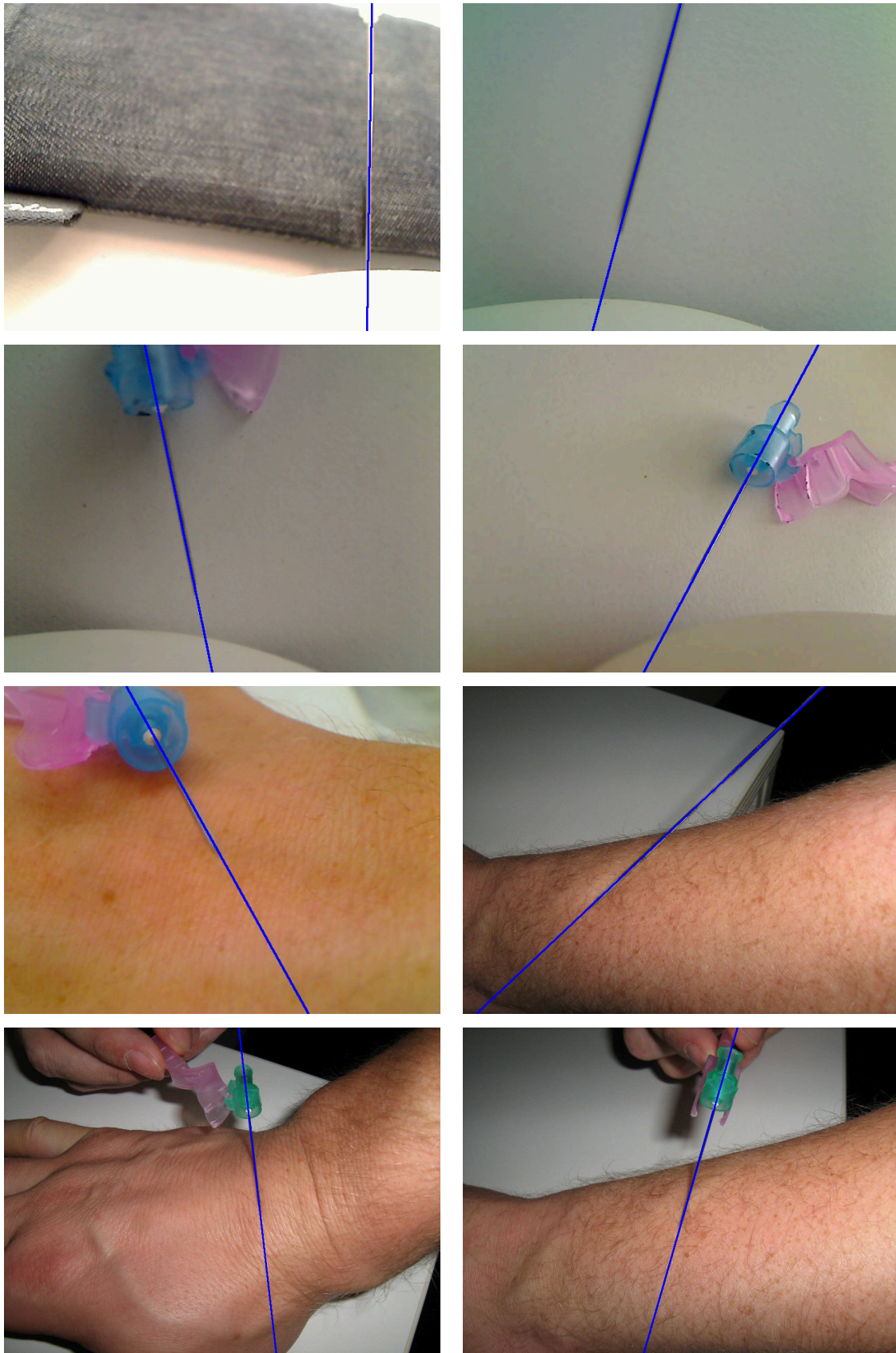


Abbildung 4.20: Einige der Testbilder, die bei der Entwicklung der Nadeldetektion verwendet wurden und die gefundene Gerade entlang der Nadel im Bild.

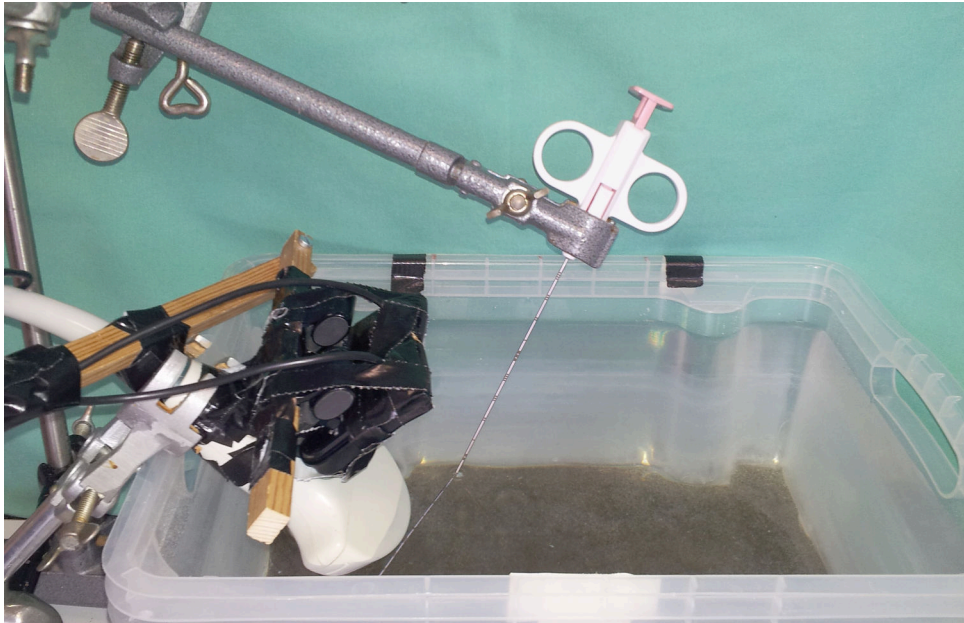


Abbildung 4.21: Bei der Kalibrierung wurde der Schallkopf schräg in ein Wasserbecken gehalten und mit einer Klemme fixiert. Das Kalibrierobjekt (Biopsienadel) wurde ebenfalls fixiert. Deutlich zu erkennen ist die optische Verformung des Kalibrierobjekts aufgrund der Lichtbrechung an der Wasseroberfläche. Um den Teil des Kalibrierobjektes, der sich oberhalb der Wasseroberfläche befindet, zu maximieren, wurde die Ultraschallsonde schräg angesetzt.

- Eine Biopsienadel (Hersteller: MD Tech, 20 cm Länge, 1.25 mm Durchmesser)
- Nylonfaden mit 1.3 mm Durchmesser
- Nylonfaden mit 0.35 mm Durchmesser

Die Nylonfäden waren in einer entsprechenden Vorrichtung eingespannt, und können daher als annähernd linear angesehen werden.

Mit allen vier Kalibrierobjekten wurden jeweils vier Kalibrierdatensätze im Umfang von jeweils 60 Bildtripeln aufgenommen, so dass insgesamt 16 Kalibrierdatensätze zur Verfügung standen. Vor der Aufnahme jedes Kalibrierdatensatzes wurden die Kameras neu kalibriert. Aus den erstellten Kalibrierdatensätzen können nun quantitative Aussagen über das jeweilige Kalibrierobjekt, das Kalibrierverfahren und das zugrundeliegende Modell abgeleitet werden.

### **Güte des Kalibrierkörpers, Rückprojektionsfehler**

Weil das Kalibrierobjekt in allen Bildtripeln markiert ist – in den Videobildern als Linie, im Ultraschallbild als Durchstoßpunkt – kann dies als Grundwahrheit für die Berechnung des Rückprojektionsfehlers verwendet werden. Es wird also zunächst die Kalibrierung durchgeführt. Anschließend wird aus der markierten Linie die Lage des Kalibrierkörpers im Raum rekonstruiert und der Schnittpunkt mit der Ultraschallbildebene berechnet. Die euklidische Distanz zwischen dem berechneten und dem markierten Durchstoßpunkt kann dann näher betrachtet werden.

In Tabelle 4.2 ist für jeden Kalibrierdatensatz der verwendete Kalibrierkörper und der quadratische Mittelwert (RMS) der Rückprojektionsfehler genannt. Zwar stellt der Rückprojektionsfehler nur einen Indikator für die Plausibilität der vorgenommenen Kalibrierung dar, lässt aber auch einen Schluss auf die grundsätzliche Tauglichkeit eines Kalibrierkörpers zu: Wenn es bei der Erstellung



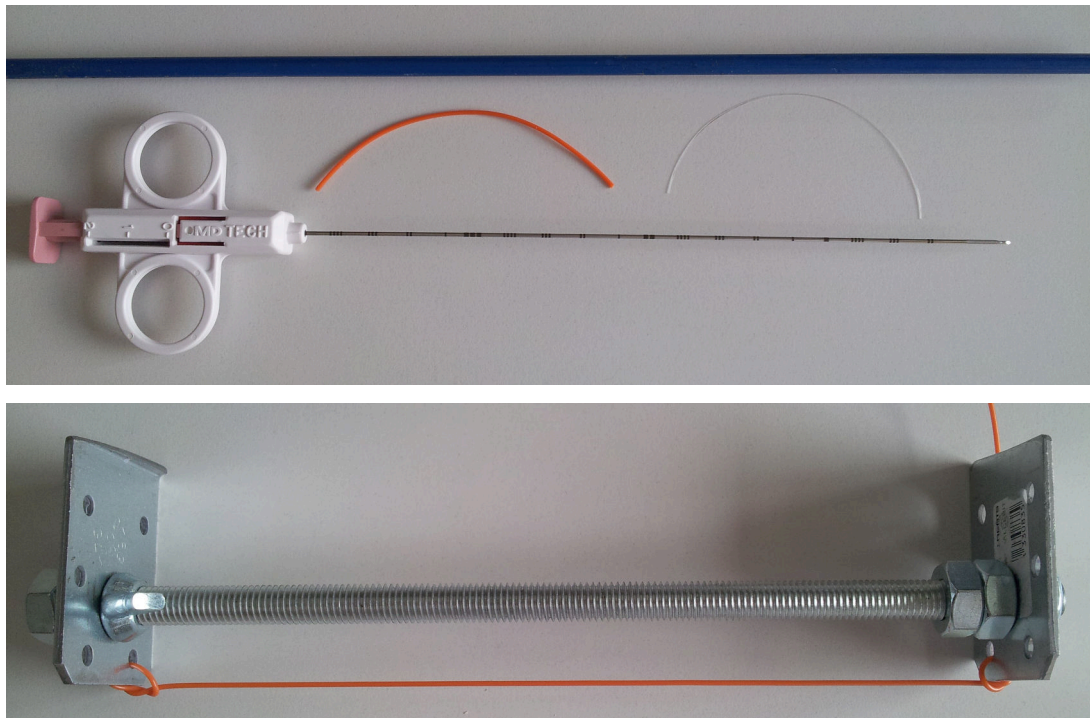


Abbildung 4.22: Oben: Zur Kalibrierung des Systems standen eine Metallstange (Kreisförmiger Querschnitt, 60 cm Länge, 6 mm Durchmesser), eine Biopsienadel (20 cm Länge, 1.25 mm Durchmesser) und zwei Nylonfäden (Durchmesser 1.3 mm und 0.35 mm) zur Verfügung. Unten: Um die Fäden zur Kalibrierung verwenden zu können, wurden sie in diese Vorrichtung eingespannt.

Rückprojektionsfehler (RMS) der Kalibrierung				
Datensatz	Metallstange	Biopsienadel	Faden 1.3 mm	Faden 0.35 mm
1	2.56 mm	1.87 mm	0.76 mm	0.67 mm
2	2.58 mm	1.37 mm	1.04 mm	0.62 mm
3	2.30 mm	1.04 mm	0.64 mm	0.45 mm
4	2.01 mm	1.33 mm	0.66 mm	0.73 mm
Mittel	2.36 mm	1.40 mm	0.78 mm	0.62 mm

Tabelle 4.2: Mit jedem der vier verfügbaren Kalibrierobjekte wurden jeweils vier Kalibrierdatensätze aufgenommen, von denen jeder jeweils 60 Bildtripel enthielt. Nach der Kalibrierung wurde zu jedem Datensatz der quadratische Mittelwert (RMS) des Rückprojektionsfehlers bestimmt.

des Kalibrierdatensatzes nicht möglich ist, den Verlauf des Kalibrierkörpers in den Bildern bzw. den Durchstoßpunkt im Ultraschallbild mit genügender Genauigkeit zu markieren, wird in der Folge auch der Rückprojektionsfehler aufgrund dieser Unsicherheit höher ausfallen.

Bemerkenswert ist an dieser Stelle, dass mit der Metallstange, die wegen ihrer Dimensionen genaugenommen als Kalibrierkörper unbrauchbar ist, ein Rückprojektionsfehler in der Größenordnung des von Chan et al. genannten Fehlers erreicht wird. Mit den anderen Kalibrierkörpern wird dieser Wert sogar unterboten.

<b>Leave-One-Out-Kreuzvalidierung (RMS)</b>				
Datensatz	Metallstange	Biopsienadel	Faden 1.3 mm	Faden 0.35 mm
1	2.78 mm	1.96 mm	0.81 mm	0.72 mm
2	2.75 mm	1.47 mm	1.12 mm	0.67 mm
3	2.45 mm	1.12 mm	0.69 mm	0.49 mm
4	2.12 mm	1.43 mm	0.72 mm	0.79 mm
Mittel	2.53 mm	1.49 mm	0.83 mm	0.67 mm

Tabelle 4.3: Mit jedem der vier verfügbaren Kalibrierobjekte wurden jeweils vier Kalibrierdatensätze aufgenommen, von denen jeder jeweils 60 Bildtripel enthielt. Mit jedem Datensatz wurde eine Leave-One-Out-Kreuzvalidierung durchgeführt. In der Tabelle ist der quadratische Mittelwert (RMS) der Rückprojektionsfehler aufgeführt.

#### **Güte des Kalibrierdatensatzes in Abhängigkeit des Umfangs, Leave- $n$ -Out-Kreuzvalidierung**

Um beurteilen zu können, wieviele Bildtripel ein Kalibrierdatensatz umfassen sollte, wird folgendes Verfahren verwendet:

Zunächst wird mit allen Bildtripeln eines Kalibrierdatensatz die Kalibrierung durchgeführt. Anschließend werden wiederholt zufällig Teilmengen aus dem Kalibrierdatensatz ausgewählt und mit dieser Teilmenge ebenfalls eine Kalibrierung durchgeführt. Die Veränderung der Position des Bildmittelpunkts des Ultraschallbildes in Weltkoordinaten wird anschließend untersucht.

Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.23 dargestellt. Man erkennt, dass es mit deutlich weniger als 60 Bildtripeln schwer ist, eine Genauigkeit im Submillimeterbereich erzielen zu können.

#### **Güte des gefundenen Modells, Leave-One-Out-Kreuzvalidierung**

Um das Verfahren als Ganzes zu beurteilen, wird die beschriebene Rückprojektion des Kalibrierkörpers verwendet. Der Kalibrierdatensatz bestehe aus  $n$  Bildtripeln (zwei Videobilder, ein Ultraschallbild), in denen jeweils die Lage des Kalibrierkörpers als Linie bzw. als Schnittpunkt markiert ist. Es werden nun iterativ  $n$  Kalibrierungen durchgeführt, wobei für jede Kalibrierung nur eine Teilmenge des Kalibrierdatensatzes verwendet wird, so dass für jedes Bildtripel eine Kalibrierung mit allen übrigen Bildtripeln berechnet wurde. Dann kann aus dem jeweiligen Bildtripel, unter Verwendung der Kalibrierung mit allen übrigen Bildtripeln, die Lage des Kalibrierkörpers anhand der im Bild markierten Linien bestimmt und sein Schnittpunkt mit der Ultraschallbildebene bestimmt werden.

Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.3 dargestellt. Prinzipbedingt sind die Fehler hier größer als die Rückprojektionsfehler der jeweiligen Kalibrierung (Tabelle 4.2), weil hierbei die Güte des gefundenen Modells anhand von Daten geprüft wird, die dem Modell bisher unbekannt sind. Trotzdem kann dieser Fehler als Abschätzung für die Genauigkeit bei der tatsächlichen Bestimmung der Nadelposition angesehen werden.

#### **4.4.2 Nadeldetektion**

Die Genauigkeit der Nadeldetektion ist wichtig für die Genauigkeit des beschriebenen Navigationssystems. Allerdings kann die Genauigkeit der Nadeldetektion experimentell nur schwer erfasst werden, da keine Grundwahrheit bekannt ist. Es ist aber möglich, aus dem Rauschen der ermittelten Durchstoßpunkte auf die Genauigkeit zu schließen.

Es wird daher folgender Versuch gemacht: Das Navigationssystem wird kalibriert. Anschließend wird eine Nadel vor den Kameras fixiert. Über eine Dauer von einer Minute wird der ermittelte Durchstoßpunkt automatisch protokolliert und statistisch ausgewertet.

#### 4 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

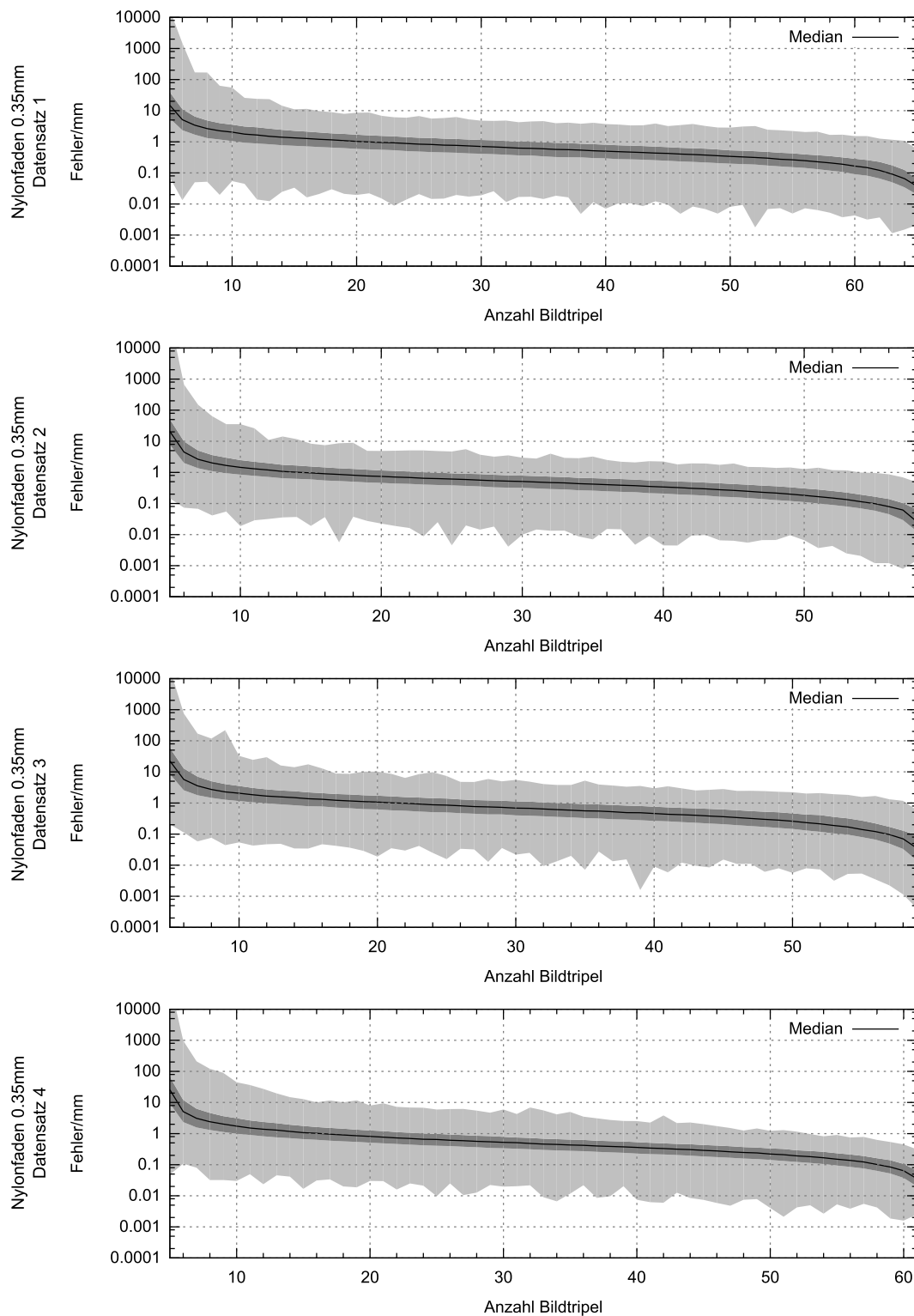


Abbildung 4.23: Aus jedem der vier Kalibrierdatensätze, die mit dem 0.35 mm starken Nylonfaden aufgenommen wurden, wurden zufällig Teilmengen ausgewählt und die damit ermittelte Kalibrierung mit der verglichen, die mit dem gesamten Datensatz aufgenommen wurde. Als Vergleichsmaß wurde die Bewegung des Mittelpunktes des Ultraschallbildes in mm verwendet. In den Diagrammen sind die üblichen Quartile (0%, 25%, 50%, 75%, 100%) für die jeweilige Datensatzgröße abgebildet.

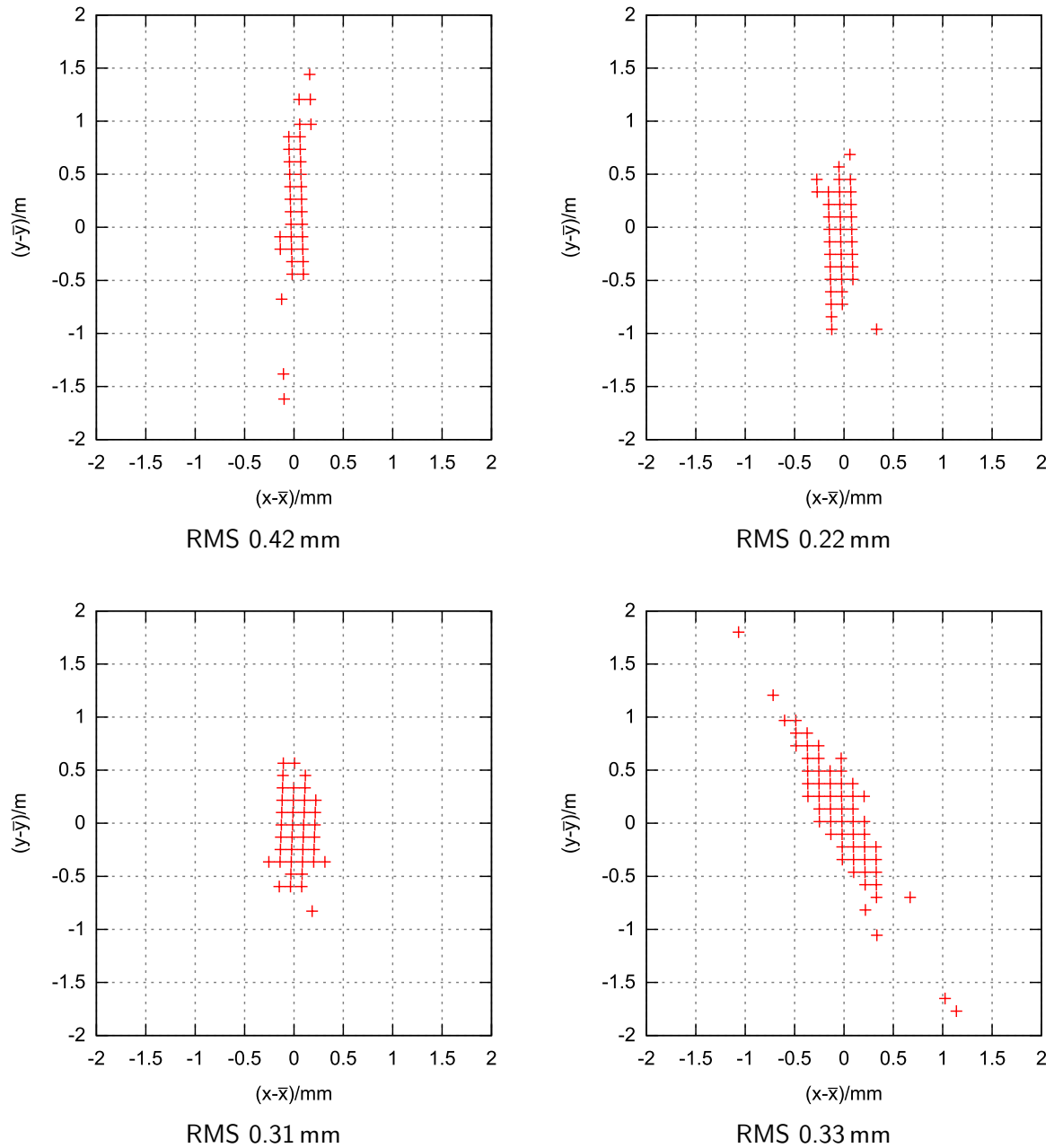


Abbildung 4.24: In einer statischen Szene (Nadel vor den Kameras fixiert) wurde die Abweichung des ermittelten Durchstoßpunktes (in mm) ermittelt. Für mehrere Versuche sind hier die Ergebnisse abgebildet. Außerdem ist für die Fehler der mittlere quadratische Fehler (RMS) aufgeführt.

Die Ergebnisse für zwei Durchführungen des Versuchs sind in Abbildung 4.24 dargestellt. Abhängig von der Beleuchtungssituation und der Lage der Nadel ist es möglich, mit dem Aufbau eine Schwankung im Submillimeterbereich zu erreichen.

### 4.4.3 Praktische Anwendung am Phantom

Für die praktische Evaluation des Navigationssystems wurde folgendes Experiment gemacht, bei dem das sogenannte „Spaghetti-Phantom“ zum Einsatz kam (Abbildung 4.25). Auf eine Anwendung des Navigationssystems am Menschen musste aufgrund einer fehlenden Zertifizierung des Systems verzichtet werden. Die Kernaussage, dass es mit dem Navigationssystem möglich ist, die Nadel in einem kleinen Ziel unter der Haut zu platzieren, kann aber auch am Phantom gezeigt werden.

#### Phantom

Das „Spaghetti-Phantom“ wurde 2002 von Stephen Aylward vorgeschlagen [19]. Es besteht aus gekochten Spaghetti-Nudeln in Gelatine und zeigt im Ultraschallbild ein kontrastreiches Bild, in dem die Nudeln gut erkennbar sind. Es kann daher gut zur Erprobung von entsprechenden Navigationsverfahren eingesetzt werden. Auch in der klinischen Ausbildung wird es verwendet zum Training von ultraschallgesteuerten Punktionen [149]. Das Phantom wird folgendermaßen hergestellt.

1. Herstellung der Gelatine: Handelsübliche Speisegelatine wird im doppelten Mischungsverhältnis (9 g gemahlene Speisegelatine auf 250 ml Wasser) entsprechend der Beschreibung auf der Packung mit heißem Wasser angerührt. Wichtig ist, dass die Gelatine möglichst blasenfrei bleibt, weil Blasen die Ultraschallbildgebung stören würden. Man erreicht das, indem man die Gelatine nach dem Anrühren kurz stehen lässt und sie anschließend langsam in die Form gießt. Schaum sollte abgeschöpft werden.
2. Spaghetti: Handelsübliche Spaghetti (Durchmesser etwa 2.5 mm) werden „al dente“ gekocht. Auf das Salzen des Kochwassers kann verzichtet werden.
3. Gießen des Phantoms: Das Phantom wird in zwei Schritten hergestellt. In ein flaches Gefäß wird zunächst eine etwa 1.5 cm dicke Schicht Gelatine gegossen und für mindestens eine Stunde im Kühlschrank gekühlt. Auf diese Schicht werden einige (6-8) Spaghetti gelegt und mit einer etwa 1.5 cm dicken Schicht Gelatine übergossen. Das fertige Phantom wird über mehrere Stunden gekühlt, damit die Gelatine fest werden kann.

Ultraschallbilder eines solchen Phantoms sind in Abbildung 4.25 zu sehen. Auf eine Färbung der Gelatine wurde hier verzichtet, weil durch den Kameraaufbau ohnehin kein direkter Blick auf die Nadel möglich ist.

#### Versuch

Probanden bekamen die Aufgabe, mit einer Spritze (5 ml, Kanüle  $0.9 \times 70$  mm) unter Verwendung des Navigationssystems Nudeln zu punktieren. Das Navigationssystem wurde bereits vorher kalibriert. Ultraschallgel stand bereit.

Die Probanden durften zunächst nach Belieben üben. Anschließend wurden zehn Versuche beobachtet. Es wurde gezählt,

- wie oft die Nudel durchstoßen wurde,
- wie oft die Nudel nur berührt wurde (hierbei muss Kontakt zwischen Nudel und Nadel bestehen), und
- wie oft das Ziel verfehlt wurde. Hierzu zählt auch der Fall, wenn zwischen Nudel und Nadel nur ein kleiner Spalt liegt.



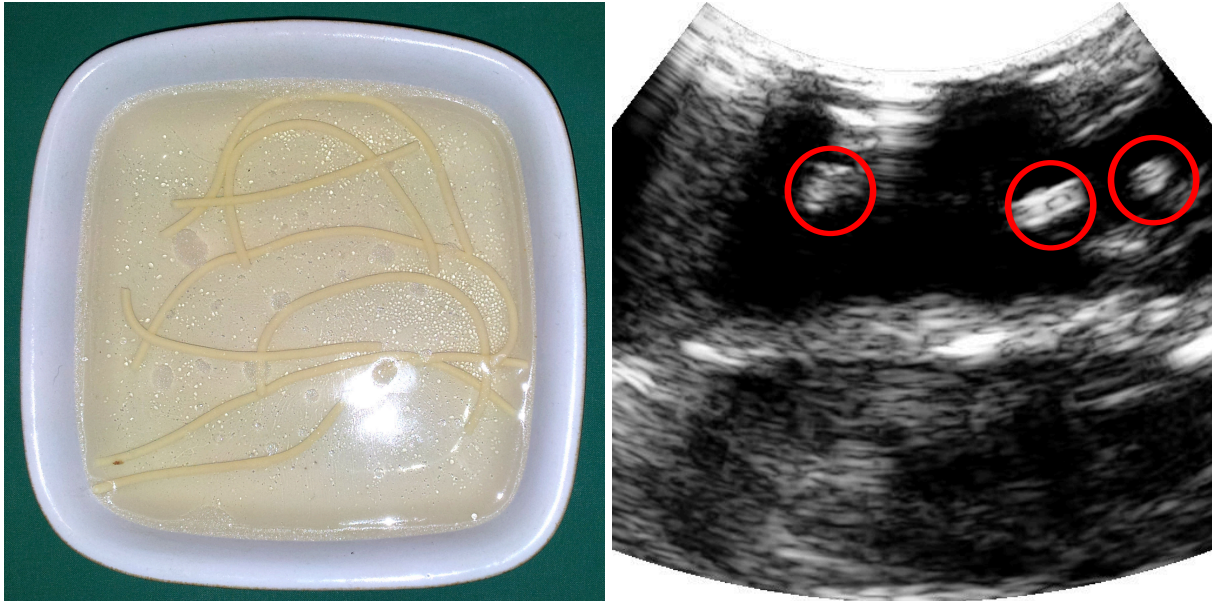


Abbildung 4.25: Das Spaghetti-Phantom nach Aylward [19] besteht aus gekochten Spaghetti-Nudeln in Gelatine. Es zeigt im Ultraschallbild ein verständliches Echo (Nudeln sind rot markiert) und wird im klinischen Umfeld zum Training von ultraschallgesteuerten Punktionen eingesetzt.

Weil die Stichkanäle und Einschnitte im Ultraschallbild störende Echos verursachen, wurde, wenn vom Probanden gewünscht, ein neues Phantom zur Verfügung gestellt.

## Ergebnisse

Neun Probanden standen zur Verfügung. Bei den Probanden handelte es sich sowohl um medizinische Laien als auch um Ärzte, die in ihrem Berufsalltag entsprechende Eingriffe tatsächlich durchführen. Die Fachrichtungen waren im Einzelnen:

- Unfallchirurgie (Proband 1)
- Radiologie (Proband 3)
- Gefäßchirurgie (Proband 5)
- Anästhesie (Proband 9)

In Tabelle 4.4 sind für jeden der Probanden die Ergebnisse aufgeführt.

Es wurde von den Ärzten angemerkt, dass die verwendete Ultraschallsonde für die gestellte Aufgabe nicht richtig gewählt war. Tatsächlich würde dafür ein Linearschallkopf verwendet werden. Ein solcher stand aber für diese Arbeit nicht zur Verfügung.

Einer der Ärzte (Proband 3) hätte eine veränderte Anordnung der Kameras vorgezogen, da er an In-Plane-Punktion gewöhnt ist. Mit dem experimentellen Aufbau war diese Modifikation aber nicht möglich.

## Schlussfolgerungen

Von 90 im Experiment ausgeführten Punktionen haben nur 11, also rund 12%, die Nudel verfehlt. Grundsätzlich kann man aus diesem Experiment daher folgern, dass es mit dem vorgestellten Navigationssystem möglich ist, ein 2.5 mm großes Ziel mit guter Sicherheit zu treffen, zumal nur der

Proband	Arzt	Durchstochen	Berührt	Nicht getroffen
1	×	6	4	0
2	—	2	7	1
3	×	6	2	2
4	—	7	2	1
5	×	3	5	2
6	—	6	3	1
7	—	1	8	1
8	—	6	2	2
9	×	7	2	1
Summe		44 (48.9%)	35 (38.9%)	11 (12.2%)

Tabelle 4.4: Probanden (Ärzte und Laien) bekamen zunächst mit einem Spaghetti-Phantom die Möglichkeit, den Umgang mit dem Navigationssystem zu üben. Anschließend mussten sie zehnmal auf eine Nudel zielen und navigiert punktieren. Es wurde gezählt, ob die Nudel tatsächlich durchstochen wurde, ob die Nudel nur berührt wurde, oder ob das Ziel verfehlt wurde.

experimentelle Aufbau sehr vorsichtig gehandhabt werden musste. Man darf vermuten, dass mit einem stabileren Aufbau eine höhere Genauigkeit erzielt werden kann.

Außerdem widerlegt dieses Experiment die Behauptung von Chan et al., dass mit einem optischen Nadeltracking nur eine Genauigkeit von 3.1 mm(Industriekameras) bzw. 6.5 mm(Webcams) erreicht wird.

## 4.5 Zusammenfassung

### Ultraschallgesteuerte Punktion

Die ultraschallgesteuerte Punktion ist ein übliches Verfahren in der Medizin. Es findet sich im klinischen Alltag in unterschiedlichen Fachrichtungen für unterschiedliche Anwendungen. Sie wird eingesetzt, um mit einer Nadel gezielt eine bestimmte Stelle im Körper des Patienten zu erreichen, beispielsweise einen Nerv oder ein Blutgefäß.

Der Arzt sucht sich die Zielstruktur per Ultraschall und muss dann anhand der verfügbaren Daten – Ultraschallbild und Position des Schallkopfs – die Nadel positionieren. Mit Übung kann hier eine hohe Genauigkeit erreicht werden. Ein Navigationssystem würde dem Arzt an dieser Stelle die Arbeit erleichtern.

Entsprechende Navigationssysteme, die dafür magnetische Trackingsysteme verwenden, sind ebenfalls am Markt erhältlich. Diese haben allerdings verschiedene Nachteile:

- Sie reagieren empfindlich auf metallische Gegenstände, die aber im OP-Umfeld sehr häufig sind.
- Sie berücksichtigen teilweise nicht die Durchbiegung der Nadel, was zu größerer Ungenauigkeit führt.

Als Abhilfe wurde in diesem Kapitel vorgeschlagen, ein optisches Nadeltracking zu verwenden, um diese Nachteile zu beseitigen.

### Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

Es sind nur wenige Arbeiten zu optischem Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion veröffentlicht worden. Die wichtigste Arbeit auf diesem Gebiet von Chan et al. [33] kommt dabei zu dem Schluss, dass optisches Nadeltracking nicht die notwendige Genauigkeit erreichen kann. Sie sehen die Ursache hierfür in der großen Zahl an nötigen Koordinatentransformationen, die allerdings aus ihrem Kalibrierverfahren resultieren: Die Kameras sind an einem Arm angebracht und blicken in Richtung der Punktionsstelle, zur Nadel und zum Schallkopf hin. Der Zusammenhang zwischen Ultraschallbild und Kamerabildern wird über ein Schachbrettmuster, das am Schallkopf befestigt ist, hergestellt.

In diesem Kapitel wurde daher vorgeschlagen, den Aufbau umzukehren. Wenn die Kameras direkt am Schallkopf montiert sind, vereinfacht sich die zugrundeliegende Geometrie und höhere Genauigkeiten können erreicht werden. Es wurde dafür ein Kalibrierverfahren entwickelt, das einen linearen Kalibrierkörper verwendet. Außerdem wurde das von Chan et al. vorgeschlagene Verfahren zur Nadeldetektion implementiert und verbessert.

Ein ähnlicher Ansatz wurde von Stolka et al. verfolgt [170, 185], wobei sich einige Details vom vorgeschlagenen Ansatz unterscheiden. Das Kalibrierverfahren erfordert Punktkorrespondenzen zwischen den Kamerabildern, wobei nicht erklärt wird, wie diese Korrespondenz gefunden wird. Die Nadeldetektion erfolgt ebenfalls kantenbasiert. Allerdings ist nicht klar, wie Stolka et al. sicherstellen, die Mitte der Nadel zu detektieren. Außerdem verwenden sie eine Oberflächenrekonstruktion der Haut des Patienten, um Fehldetektionen auszuschließen.

### Auswertung

Das Trackingsystem wurde sowohl theoretisch als auch praktisch im Phantomversuch evaluiert. Aus den für die Kalibrierung gewonnenen Daten konnte mittels Kreuzvalidierung die mögliche erreichbare Genauigkeit abgeleitet werden.

Für den Phantomversuch kam das sogenannte „Spaghettiphaantom“ von Stephen Aylward zum Einsatz [19]. Probanden hatten die Aufgabe, mit Hilfe des Navigationssystems mehrfach eine Nadel zu punktieren. Anschließend wurde gezählt, wie oft das geglückt ist. Man kann aus den Ergebnissen dieses Versuchs und den ermittelten Genauigkeiten schlussfolgern, dass das System prinzipiell im klinischen Alltag eingesetzt werden kann.

Dabei zeigte sich, dass die von Chan et al. genannte Genauigkeit mit dem invertierten Aufbau, der hier vorgeschlagen wurde, verbessert werden konnte. Chan et al. erreichen mit hochwertigen Industriekameras eine Genauigkeit von 3.1 mm. Das in dieser Arbeit vorgeschlagene System erreicht mit preiswerten Webcams eine Genauigkeit im Submillimeterbereich.



## 5 Zusammenfassung, Ausblick

In dieser Arbeit wurde die These aufgestellt, dass der allgemeine Trend der Miniaturisierung und des Preisverfalls, der bei elektronischen Kameras zu beobachten ist, bei der Verwendung von Kameras in medizinischen Anwendungen positive Auswirkungen hat. Kameras werden immer kleiner, kosten immer weniger und produzieren immer bessere Bilder. Im medizinischen Umfeld kommen Kameras in Form von (großen und kostspieligen) Trackingkameras zum Einsatz. Es wurde an zwei Beispielen aus dem Bereich der medizinischen Bildgebung gezeigt, dass die Verwendung von miniaturisierten Kameras für die jeweilige medizinische Anwendung deutliche Vorteile haben kann, trotz der im Vergleich schlechteren Abbildungsqualität solcher Kameras: Wegen ihrer Größe können sie flexibler platziert werden, wodurch die schlechtere Bildqualität unter Umständen ausgeglichen werden kann. Wegen des günstigeren Preises ist es möglich, mehrere dieser Kameras zu verwenden und dadurch unter Umständen Fehler einzelner Kameras auszugleichen.

Bei den bearbeiteten Beispielen handelte es sich um Patiententracking in der Form von Kopftracking zur Bewegungskompensation bei der MRT, sowie Instrumententracking in der Form von Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion. Es wurde auf die Besonderheiten eingegangen, die durch den Einsatz von miniaturisierten Kameras zu beachten sind, wenn sie direkt in medizinisches Gerät integriert werden.

### 5.1 Optisches Kopftracking im MRT mit integrierten miniaturisierten Kameras

#### 5.1.1 Zusammenfassung

##### Kopftracking in der MRT

Bei der MRT ist Patientenbewegung ein Problem. Es gibt verschiedene Wege, dieses Problem in den Griff zu bekommen. Für die Schädel-MRT hat sich gezeigt, dass mit Trackingsystemen der Steuerrechner des MRT in die Lage versetzt wird, vor jedem Auslesevorgang die Gradientenfelder an die aktuelle Position des Kopfes des Patienten anzupassen. Dadurch lassen sich viele Bildartefakte vermeiden. Außerdem wird es möglich, bei zu heftiger Bewegung während des Auslesevorgangs die Daten zu verwerfen und erneut aufzunehmen.

Problematisch ist, dass die bekannten Ansätze zum Kopftracking entweder eine hohe Genauigkeit erreichen oder sich gut mit dem klinischen Alltag und dem Wohlbefinden des Patienten vereinen lassen. Ein ideales Trackingsystem würde berührungsfrei und hochpräzise die Position des Schädels des Patienten verfolgen können. Ein solches Trackingsystem ist derzeit nicht bekannt.

Es wurde daher vorgeschlagen, die Oberfläche des Kopfes zu verfolgen unter der Annahme, dass die Kopfhaut im Bereich der Stirn zwar beweglich ist, ihre Oberfläche aber stets einen relativ konstanten Abstand zur Schädeloberfläche einhält. Das würde sich mit einem aktiven Oberflächenscanverfahren, zum Beispiel auf Basis von strukturiertem Licht, erreichen lassen. In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob es dafür genügt, einzelne Punkte auf der Kopfhaut zu markieren und durch Tracking dieser Punkte die Kopfposition mit hinreichender Genauigkeit zu bestimmen.

### **MRT-kompatibles Markertracking**

Es wurde ein MRT-kompatibles optisches Trackingsystem entwickelt, dessen Kameras sich im Innern des Tomografen befinden. Sie sind an einer speziellen Halterung angebracht, die sehr schnell an der Kopfspule befestigt werden kann. Es konnte gezeigt werden, dass mit diesem Aufbau auf eine Kalibrierung vor jeder Untersuchung verzichtet werden kann.

Für das Trackingsystem wurde ein Kalibrierverfahren entwickelt, das einen virtuellen Kalibrierkörper verwendet. Er setzt sich aus wassergefüllten Kugeln zusammen, die sowohl in den MRT-Aufnahmen als auch den Bildern der Kameras zu erkennen und präzise zu lokalisieren sind. Insbesondere wird dadurch die Ungenauigkeitsquelle vermieden, die entsteht, wenn an dem Kalibrierkörper jeweils unterschiedliche Strukturen für MRT bzw. Kameras sichtbar sind.

Das Trackingsystem verwendet blaue, kreisförmige Marker, die an der Stirn des Patienten befestigt werden. Sie können in jeder beliebigen Anordnung angebracht werden. Insbesondere muss keine vorher definierte und vermessene Konfiguration eingehalten werden. Dadurch ist der Patient schnell auf die Untersuchung vorbereitet und er muss keine störenden Trackingvorrichtungen tragen.

### **Auswertung**

Das Trackingsystem wurde sowohl theoretisch als auch klinisch evaluiert. Mit einem Standardverfahren wurde ermittelt, wie genau das Trackingsystem die Position eines einzelnen Markerpunktes bestimmen kann in Abhängigkeit von dessen Position relativ zu den Kameras. Daraus konnte abgeleitet werden, dass die Genauigkeit für die Anforderungen eines klinischen Projekts, das sich mit der MRT-Perfusionsbildgebung während der Thrombolyse beschäftigt, ausreichend ist. Es konnte gezeigt werden, dass der Einfluss von Bewegungen eines einzelnen Markerpunktes auf die Genauigkeit der ermittelten Transformation durch die Verteilung von Markerpunkten auf der Stirn gesenkt werden kann.

### **5.1.2 Weiterführende Arbeiten**

Insgesamt erfüllt das vorgeschlagene Verfahren die von Maclaren et al. aufgestellten Kriterien eines für Kopftracking während der MRT idealen Trackingsystems (Abbildung 3.13 auf Seite 30, [107]) noch nicht vollständig. Weiterführende Arbeiten sollten sich daher insbesondere den folgenden Punkten widmen:

#### **Kameras**

Die Wahl der Kameras beeinflusst die Genauigkeit des Trackings mehr als die verwendeten Algorithmen. Bei den verwendeten Kameras war es von Nachteil, dass sie analoge Fernsehsignale ( $768 \times 576$  Pixel, 25 Bilder pro Sekunde, Zeilensprungverfahren) erzeugten, dass sie die Belichtung automatisch regeln, und dass sie nicht synchronisiert sind. Hier wäre zu untersuchen, welche Ergebnisse mit technisch weiterentwickelten Kameras erzielbar sind.

Bei der Bearbeitung des Themas wurden zunächst zwei Kameras verwendet. Dies genügt, um die Position von Punkten im Raum zu rekonstruieren. Es wäre hier zu untersuchen, ob sich die Genauigkeit der Ortung steigern lässt, wenn man mehr als zwei Kameras verwendet, die aus verschiedenen Blickwinkeln in die Kopfspule auf den Kopf des Patienten blicken.

### Oberflächentracking

Von Olesen et al. wurde gezeigt, dass im PET aktives Kopftracking mittels IR-Streifenlichtprojektion funktioniert [132, 131, 130]. Eine Übertragung dieses Ansatzes auf die MRT erscheint vielversprechend, weil damit tatsächlich alle Forderungen von Maclaren erfüllbar wären. Allerdings hält dies eine technische Herausforderung bereit, weil zum Beispiel ein MRT-kompatibler Streifenlicht-Projektor benötigt wird. Ebenfalls wären die hier verwendeten Kameras dafür nicht ausreichend. Schließlich ist zu klären, wo Kameras und Projektor positioniert werden, da für das Verfahren ein großer Teil des Kopfes sicht- und beleuchtbar sein muss. Unter Umständen kann man hier mit rekonstruierenden Verfahren Verdeckungen ausgleichen [23]. Insbesondere wäre zu untersuchen, welche Auswirkung die Beweglichkeit der Kopfhaut und des Gesichts („Skin Shift“) bei aktivem Oberflächentracking hat.

### Kreuzkalibrierung mit dichtekodierten Kugeln

Von Zahneisen et al. wurde ein Kreuzkalibrierverfahren entwickelt, das dichtekodierte Kugeln verwendet ([195], siehe auch Abbildung 3.8 auf Seite 24). Es erscheint vielversprechend, diese Kugeln mit dem hier vorgeschlagenen Verfahren zu kombinieren. Wegen Inhomogenitäten des Magnetfeldes ist die Bestimmung des Kugelmittelpunktes nur begrenzt genau. Bei dichtekodierten Kugeln kann er deutlich genauer bestimmt werden.

### Klinische Studie

Obwohl in der Literatur Konsens darüber besteht, dass Kopfbewegung bei der MRT ein Problem ist und ebenfalls viele Lösungsansätze bekannt sind, fehlen bisher fundierte klinische Studien zum tatsächlichen Umfang des Problems, der Einsetzbarkeit und den Ergebnissen von Verfahren zur Bewegungskompensation.

### Andere Körperteile

Es bleibt zu untersuchen, ob mit optischen Trackingmethoden ein Bewegungsausgleich auch bei anderen Körperteilen möglich ist. Offensichtlich gilt die Annahme eines starren Körpers dann nicht mehr. Es ist aber vorstellbar, dass es beispielsweise bei den Gelenken möglich sein könnte, aus den Lageinformationen und einem anatomischen Modell abzuleiten, wie die gemessenen Daten im  $k$ -Raum einzutragen sind. Unter Umständen könnten damit die mit den retrospektiven Methoden (PROPELLER, Navigatorechos, etc.) erzielbaren Ergebnisse verbessert werden.

## 5.2 Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

### 5.2.1 Zusammenfassung

#### Ultraschallgesteuerte Punktion

Prinzipbedingt handelt es sich bei der Ultraschallbildgebung um ein sehr schnelles Verfahren; man sieht in Sekundenbruchteilen ein Live-Bild. Sie bietet sich somit für Navigationsanwendungen an, beispielsweise zur exakten Positionierung von Injektionen oder bei der Entnahme von Biopsien. Dabei ist es für den Arzt von Interesse, den Zielpunkt, der im Ultraschallbild gesucht wurde, mit der Nadel möglichst genau zu treffen. Zu diesem Zweck sind mechanische Nadelführungsschienen am Markt erhältlich. Der Pfad, den die Nadel nehmen wird, ist bekannt und kann im Ultraschallbild eingeblendet werden.

Flexibler ist der Arzt, wenn die Nadel frei geführt wird und deren Lage von einem Trackingsystem erfasst wird: Dann kann der Pfad, den die Nadel nehmen wird, zu jedem Zeitpunkt berechnet und im Ultraschallbild eingeblendet werden. Entsprechende Systeme, die dafür magnetische Trackingsysteme verwenden, sind ebenfalls am Markt erhältlich. Diese haben allerdings verschiedene Nachteile:

- Sie reagieren empfindlich auf metallische Gegenstände, die aber im OP-Umfeld sehr häufig sind.
- Verschiedene davon berücksichtigen nicht die Durchbiegung der Nadel, was zu größerer Ungenauigkeit führt.
- Verschiedene Systeme benötigen teure Spezialnadeln, in denen der Trackingsensor platziert wird.

Als Abhilfe wurde in dieser Arbeit vorgeschlagen, optisches Nadeltracking zu verwenden, um diese Nachteile zu beseitigen.

### Optisches Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion

Es sind nur relativ wenige Arbeiten zu optischem Nadeltracking für die ultraschallgesteuerte Punktion veröffentlicht worden. Die wichtigste Arbeit auf diesem Gebiet von Chan et al. [33] kommt dabei zu dem Schluss, dass optisches Nadeltracking nicht die notwendige Genauigkeit erreichen kann. Sie sehen die Ursache hierfür in der großen Zahl an nötigen Koordinatentransformationen, die allerdings aus ihrem Aufbau resultieren: Die Kameras sind an einem Arm angebracht und blicken in Richtung der Punktionsstelle, zur Nadel und zum Schallkopf hin.

Es wurde daher vorgeschlagen, den Aufbau umzukehren. Wenn die Kameras direkt am Schallkopf montiert sind, vereinfacht sich die zugrundeliegende Geometrie und höhere Genauigkeiten können erreicht werden. Es wurde dafür ein Kalibrierverfahren entwickelt, das einen linearen Kalibrierkörper verwendet. Außerdem wurde das von Chan et al. vorgeschlagene Verfahren zur Nadeldetektion implementiert und verbessert.

### Auswertung

Das Trackingsystem wurde sowohl theoretisch als auch praktisch im Phantomversuch evaluiert. Aus den für die Kalibrierung gewonnenen Daten konnte mittels Kreuzvalidierung die mögliche erreichbare Genauigkeit abgeleitet werden. Dabei zeigte sich, dass die von Chan et al. genannte Genauigkeit mit dem invertierten Aufbau, der hier vorgeschlagen wurde, verbessert werden konnte: Abhängig vom verwendeten Kalibrierobjekt ist eine Genauigkeit von bis zu 0.6 mm möglich.

Für den Phantomversuch kam das sogenannte „Spaghettiphanom“ von Stephen Aylward zum Einsatz [19]. Probanden (verschiedene davon waren Ärzte) hatten die Aufgabe, mit Hilfe des Trackingsystems mehrfach eine Nadel zu punktieren. Es wurde gezählt, wie oft das geglückt ist. Man kann aus den Ergebnissen dieses Versuchs und den ermittelten Genauigkeiten schlussfolgern, dass das System im klinischen Alltag eingesetzt werden kann.

### 5.2.2 Weiterführende Arbeiten

Weiterführende Arbeiten sollten sich den folgenden, noch offenen Fragestellungen widmen.

#### Durchbiegung der Nadel

Bei der Verfolgung einer Nadel ist es ungünstig, wenn dafür der Sensor eines Trackingsystems am proximalen Ende der Nadel befestigt wird. Die Nadel ist dünn genug, um sich bei der Punktion durchzubiegen. Dieses Verhalten wird von Ärzten aktiv ausgenutzt. Insofern ist bei Durchbiegung



die Pfadbestimmung ungenau. Bei magnetischen Trackingsystemen wurde dieses Problem gelöst, indem ein sehr kleiner Sensor in der Spitze der Nadel platziert wird. Dadurch werden Orientierung und Position der Nadelspitze direkt und genau gemessen.

Ein optisches Trackingsystem kann prinzipiell nur den Teil der Nadel, der sich außerhalb des Patienten befindet, zum Tracking verwenden. Es wäre denkbar, dieses Problem durch Modellierung der Nadel als Spline zu lösen, was die physikalischen Eigenschaften gut abbilden dürfte. Entsprechende Arbeiten gab es bereits, allerdings müsste die praktische Anwendbarkeit untersucht werden.

### **Detektion des Kalibrierkörpers**

Der verwendete Kalibrierkörper wurde bisher durch manuelle Interaktion (Klick in die Ultraschallbilder) markiert. Hier wäre ein entsprechendes automatisches Verfahren zu entwickeln. Zur Vereinfachung wäre es denkbar, die Benutzerinteraktion auf die ersten Bildtripel zu beschränken. In diesen wird der Schnittpunkt des Kalibrierobjekts mit der Ultraschallbildebene manuell markiert und dann eine erste, ungenaue Kalibrierung errechnet. In weiteren Bildern kann dann die Lage des Schnittpunktes aus den in den Kamerabildern detektierten Linien ermittelt werden und an dem entsprechenden Schnittpunkt im Ultraschallbild automatisch nach der Nadel gesucht werden. Anschließend wird die Kalibrierung mit den neuen Informationen verbessert und die Bildaufnahme fortgesetzt.

### **Kalibrierkörper**

Unter Umständen kann es helfen, wenn das Profil des Kalibrierkörpers verändert wird. Prinzipbedingt wird im Ultraschallbild die Reflexion an der dem Schallkopf zugewandten Seite des Kalibrierkörpers sichtbar. Das Profil müsste so verändert werden, dass ohne Wissen über die Lage der „Rückseite“ der Mittelpunkt des Kalibrierkörpers im Ultraschallbild exakt bestimmt werden kann, zum Beispiel durch den Schnittpunkt zweier Geraden. Denkbar wäre auch, bei der Verwendung unterschiedlicher schalltransparenter Materialien, eine „Dichtekodierung“ zu nutzen, bei der der Mittelpunkt des Objekts die hellste Stelle im Bild ist.

### **Klinische Studie**

Zwar gibt es in der Literatur vielfältige Studien, die die ultraschallgesteuerte Punktion untersuchen. Es wäre aber von Interesse, die verschiedenen Ansätze zur navigierten ultraschallgesteuerten Punktion fundiert unter definierten Bedingungen zu untersuchen, um den klinischen Nutzen der verschiedenen Ansätze bewerten zu können.

An dieser Stelle wäre zu überlegen, ob die Kameras, wenn sie relativ zu den Kosten des Eingriffs nicht ins Gewicht fallen, als Einwegkameras ausgeführt werden können, die einmalig am Schallkopf befestigt und nach dem Eingriff recycelt werden.

## **5.3 Ausblick**

Auch wenn die Anwendbarkeit von miniaturisierten Kameras in medizinischen Anwendungen exemplarisch an zwei Beispielen gezeigt wurde, bleiben noch viele Anwendungsgebiete, die in zukünftigen Arbeiten untersucht werden können.

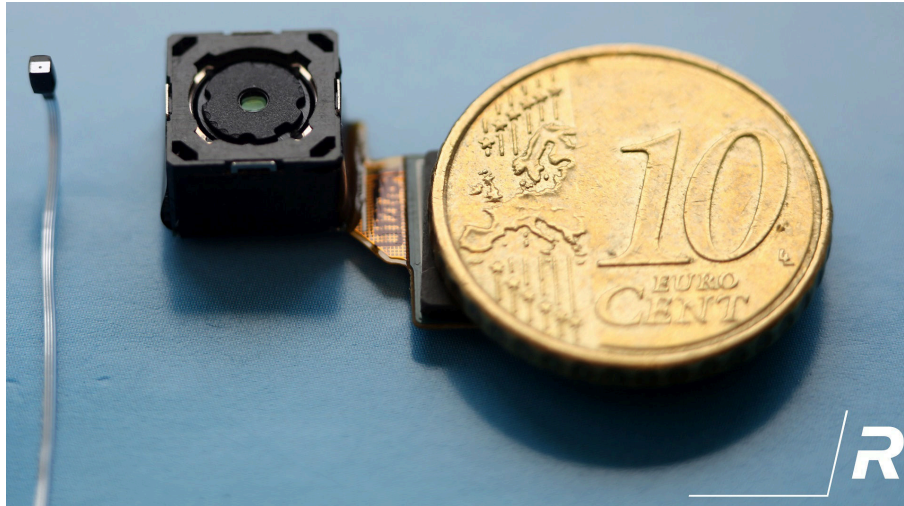


Abbildung 5.1: Winzige, objektivloses Kameramodul (links im Bild, daneben zum Größenvergleich ein marktübliches Kameramodul für Mobiltelefone und ein Geldstück) ermöglichen es in Zukunft, weitere Gegenstände und Geräte mit der "Fähigkeit zu Sehen" auszustatten, um beispielsweise ein "Internet der Dinge" zu ermöglichen. Dieses Modul wurde 2013 vorgestellt, hat eine Auflösung von  $128 \times 128$  px und wird als Massenprodukt nur wenige Cent kosten. Bild mit freundlicher Genehmigung des Herstellers.

### 5.3.1 Medizinische Anwendungen auf Basis von Mobiltelefonen

Miniaturisierte Kameras sind in fast allen aktuellen Smartphones integriert. Es liegt daher nahe, diese Plattform auch für medizinische Fragestellungen zu verwenden. Denkbar wären beispielsweise Anwendungen wie

- Hauterkrankungen: Langzeitbeobachtung von Leberflecken
- Augenheilkunde: Detektion von Augenkrankheiten wie dem grauen Star oder Erkrankungen der Netzhaut (Makulopathie)

Problematisch ist hierbei, dass eine Smartphone-App keine qualifizierte Diagnose stellen kann. Insbesondere darf sie dem Nutzer keine falsch negativen Ergebnisse anzeigen und ihn vom Arztbesuch abhalten. Ebenfalls sollten möglichst wenige falsch positive Ergebnisse vorkommen. Insgesamt sollte eine Smartphone-App den Nutzer also bei der Beobachtung unterstützen, ihn die relevanten Schlüsse aber selber ziehen lassen und somit einen Beitrag zur Gesundheit der Bevölkerung leisten.

### 5.3.2 Massivparalleles Motion Tracking

Unter der Annahme sinkender Preise bei digitalen Kameras scheint es lohnenswert, den Aufbau von Trackingsystemen aus sehr vielen (wenigstens 100) Kameras zu untersuchen. Dazu könnten beispielsweise winzige, objektivlose Kameras, wie sie kürzlich vorgestellt wurden, verwendet werden [60, 171] (siehe Abbildung 5.1).

Massivparallele Trackingsysteme hätten verschiedene Vorteile. Zunächst fällt die Line-of-Sight-Problematik praktisch völlig weg, weil bei einer großen Zahl an Kameras eine gleichzeitige Verdeckung in den Bildern aller Kameras unwahrscheinlich ist.

Würde man die Kameras bewusst nicht synchronisieren, sondern die aufgenommenen Daten mit einem Zeitstempel versehen, wäre es möglich, beliebig hohe Abtastraten zu erreichen.

Ein solches Trackingsystem könnte sich über mehrere Räume oder sogar Gebäude erstrecken. Es wäre aber nötig, neuartige Kalibrierverfahren zu entwickeln, weil der bisherige Ansatz – zunächst

intrinsische Kalibrierung jeder Kamera für sich, danach extrinsische Kalibrierung des Gesamtsystems – in diesem Fall nicht praktikabel wäre. Außerdem müsste die Bildverarbeitung pro Kamera auf einem DSP geschehen.



# Eigene Veröffentlichungen

Teile dieser Arbeit wurden bereits veröffentlicht bzw. von mir auf Tagungen vorgestellt.

- [1] GREGORI, Johannes; HOSSBACH, Martin; KERN, Rolf-Rüdiger; GÜNTHER, Matthias: Real time correction of extended segmented Arterial Spin Labeling protocols using stereoscopic optical head motion tracking. In: *29th Annual Scientific Meeting of the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology ESMRMB* (2012), S. 297
- [2] HOSSBACH, Martin: MR Compatible Optical Motion Tracking: Building an Optical Tracking System For Head Motion Compensation in MRI. In: *Proceedings of the Fifth International Conference on Computer Vision Theory and Applications VISAPP*, 2010, S. 453–456
- [3] HOSSBACH, Martin; GREGORI, Johannes; WESARG, Stefan; GÜNTHER, Matthias: Clinical workflow optimized Calibration-Method for Stereo-Optical Tracking in MRI. In: *29th Annual Scientific Meeting of the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology ESMRMB* (2012), S. 777
- [4] HOSSBACH, Martin; GREGORI, Johannes; WESARG, Stefan; GÜNTHER, Matthias: Design and analysis of a calibration-method for stereo-optical motion tracking in MRI. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 8668, 2013 (Lecture Notes in Computer Science)
- [5] HOSSBACH, Martin; GREGORI, Johannes; WESARG, Stefan; GÜNTHER, Matthias: Head Motion Compensation for Arterial Spin Labeling Using Optical Motion Tracking. In: *Proceedings of MICCAI 2012, Workshop on Clinical Image-based Procedures: From Planning to Intervention CLIP*, 2013 (Lecture Notes in Computer Science 7761), S. 1–8
- [6] HOSSBACH, Martin; NOLL, Matthias; WESARG, Stefan: Stereo-optical ultrasound plane calibration. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 8675, 2013 (Lecture Notes in Computer Science)
- [7] STEGER, Teena; HOSSBACH, Martin: Navigated Bronchoscopy Using Intraoperative Fluoroscopy and Preoperative CT. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro ISBI*, 2012, S. 1220–1223



## Betreute studentische Arbeiten

Die folgende Liste führt alle von mir betreuten studentischen Arbeiten auf.

- [8] GÜNDLING, Felix: *Needle Tracking: An Implementation Approach*. 2012. – Projektbericht
- [9] WAGENER, Sébastien: *Optische Verfolgung von Kopfbewegungen während der Magnetresonanztomographie durch ein modellbasiertes Verfahren*, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, 2010





# Literaturverzeichnis

- [10] AGGARWAL, Manoj; HUA, Hong; AHUJA, Narendra: On cosine-fourth and vignetting effects in real lenses. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision ICCV* Bd. 1 IEEE, 2001, S. 472–479
- [11] AHN, Sung Joon; RAUH, Wolfgang; RECKNAGEL, Matthias: Geometric fitting of line, plane, circle, sphere, and ellipse. In: *Proceedings of ABW Workshop 3D Bildverarbeitung* Bd. 6, 1999, S. 1–8
- [12] AKSOY, Murat; FORMAN, Christoph; STRAKA, Matus; ÇUKUR, Tolga; HORNEGGER, Joachim; BAMMER, Roland: Hybrid prospective and retrospective head motion correction to mitigate cross-calibration errors. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 67 (2012), Mai, Nr. 5, S. 1237–1251. – DOI 10.1002/mrm.23101
- [13] AKSOY, Murat; FORMAN, Christoph; STRAKA, Matus; SKARE, Stefan; HOLDSWORTH, Samantha; HORNEGGER, Joachim; BAMMER, Roland: Real-Time Optical Motion Correction for Diffusion Tensor Imaging. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 66 (2011), August, Nr. 2, S. 366–378. – DOI 10.1002/mrm.22787
- [14] ALEXA, Marc: Linear combination of transformations. In: *Proceedings of 29th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques SIGGRAPH*, 2002, S. 380–387
- [15] AN, Kwang Ho; CHUNG, Myung Jin: 3D head tracking and pose-robust 2D texture map-based face recognition using a simple ellipsoid model. In: *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS* IEEE, 2008, S. 307–312
- [16] ANDREWS-SHIGAKI, Brian C.; ARMSTRONG, Brian S. R.; ZAITSEV, Maxim; ERNST, Thomas: Prospective motion correction for magnetic resonance spectroscopy using single camera retro-grate reflector optical tracking. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 33 (2011), Februar, Nr. 2, S. 498–504. – DOI 10.1002/jmri.22467
- [17] ARUN, K. S.; HUANG, Thomas; BLOSTEIN, Steven D.: Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* PAMI-9 (1987), September, Nr. 5, S. 698–700
- [18] AYAD, Maria S.; LEE, Junghoon; DEGUET, Anton; BURDETTE, Everette C.; PRINCE, Jerry L.: C-arm pose estimation using a set of coplanar ellipses in correspondence. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging ISBI*, 2010, S. 1401–1404
- [19] AYLWARD, Stephen R.; JOMIER, Julien; GUYON, J.-P.; WEEKS, Sue: Intra-operative 3D ultrasound augmentation. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging ISBI*, 2002, S. 421–424
- [20] BAY, Herbert; TUYTELAARS, Tinne; VAN GOOL, Luc: SURF: Speeded-Up Robust Features. In: *Proceedings of 9th European Conference on Computer Vision* Bd. 110, 2006, S. 346–359
- [21] BECKER, Meike; GUTBELL, Ralf; STENIN, Igor; WESARG, Stefan: Towards Automatic Path Planning for Multi-port Minimally-Traumatic Lateral Skull Base Surgery. In: *Proceedings of MICCAI 2012, Workshop on Clinical Image-based Procedures: From Planning to Intervention CLIP*, 2013 (Lecture Notes in Computer Science 7761). – ISBN 978-3-642-38078-5, S. 59–66
- [22] BÜHLER, Paul; JUST, Uwe; WILL, Edmund; KOTZERKE, Jörg; HOFF, Jörg van den: An accurate method for correction of head movement in PET. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23 (2004), August, Nr. 9, S. 1176–1185. – DOI 10.1109/TMI.2004.831214

- [23] BLANZ, Volker; MEHL, Albert; VETTER, Thomas; SEIDEL, Hans-Peter: A statistical method for robust 3D surface reconstruction from sparse data. In: *Proceedings of 2nd International Symposium on 3D Data Processing, Visualization and Transmission 3DPVT IEEE*, 2004, S. 293–300
- [24] BLOOMFIELD, Peter M.; SPINKS, Terry J.; REED, Johnny; SCHNORR, Leonard; WESTRIP, Anthony M.; LIVIERATOS, Lefteris; FULTON, Roger; JONES, Terry: The design and implementation of a motion correction scheme for neurological PET. In: *Physics in Medicine and Biology* 48 (2003), April, Nr. 8, S. 959–978. – DOI 10.1088/0031-9155/48/8/301
- [25] BLUVOL, Nathan; KORNECKI, Anat; SHAIKH, Allison; FERNANDEZ, David Del Rey; TAVES, Donald H.; FENSTER, Aaron: Freehand versus guided breast biopsy: comparison of accuracy, needle motion, and biopsy time in a tissue model. In: *American Journal Of Roentgenology* 192 (2009), Nr. 6, S. 1720–1725. – DOI 10.2214/AJR.08.1434
- [26] BOEGLE, Rainer; MACLAREN, Julian; ZAITSEV, Maxim: Combining prospective motion correction and distortion correction for EPI: towards a comprehensive correction of motion and susceptibility-induced artifacts. In: *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 23 (2010), September, Nr. 4, S. 263–273. – DOI 10.1007/s10334-010-0225-8
- [27] BRADLEY, Mike J.: An In-vitro Study to Understand Successful Free-hand Ultrasound Guided Intervention. In: *Clinical Radiology* 56 (2001), Nr. 6, S. 495–498. – DOI 10.1053/crad.2000.0579. – ISSN 0009–9260
- [28] BRADSKI, Gary; KAEHLER, Adrian: *Learning OpenCV. Computer Vision with the OpenCV Library*. Beijing, Cambridge, Farnham: O'Reilly, 2008. – ISBN 978-0-596-51613-0
- [29] BROWN, Duane C.: Close-range camera calibration. In: *Photogrammetric Engineering* 37 (1971), Nr. 8, S. 855–866
- [30] BRUDER, Ralf; GRIESE, Florian; ERNST, Floris; SCHWEIKARD, Achim: High-accuracy ultrasound target localization for hand-eye calibration between optical tracking systems and three-dimensional ultrasound. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011 (Informatik aktuell). – ISBN 978-3-642-19335-4, S. 179–183
- [31] CANDÉS, Emmanuel J.; ROMBERG, Justin; TAO, Terence: Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. In: *IEEE Transactions on Information Theory* 52 (2006), Februar, Nr. 2, S. 489–509
- [32] CANNY, John: A Computational Approach to Edge Detection. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 8 (1986), November, Nr. 6, S. 679–698
- [33] CHAN, Candice; LAM, Felix; ROHLING, Robert: A needle tracking device for ultrasound guided percutaneous procedures. In: *Ultrasound in Medicine & Biology* 31 (2005), November, Nr. 11, S. 1469–1483. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2005.07.014
- [34] CHENG, Yizong: Mean shift, mode seeking, and clustering. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 17 (1995), August, Nr. 8, S. 790–799. – DOI 10.1109/34.400568
- [35] CHOI, Sukwon; KIM, Daijin: Robust head tracking using 3D ellipsoidal head model in particle filter. In: *Pattern Recognition* 41 (2008), September, Nr. 9, S. 2901–2915. – DOI 10.1016/j.patcog.2008.02.002
- [36] CHRISTODOULOU, Anthony G.; BABACAN, S. Derin; LIANG, Zhi-Pei: Accelerating Cardiovascular Imaging By Exploiting Regional Low-Rank Structure Via Group Sparsity. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro ISBI*, 2012, S. 330–333
- [37] DAVIS, Roy B.: Clinical gait analysis. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 7 (1988), Nr. 3, S. 35–40

- [38] DAWES, Beman; ABRAHAM, David; RIVERA, Rene: *Boost C++ Libraries*. <http://www.boost.org>. Version: 2013
- [39] DOIGNON, Christophe; NAGEOTTE, Florent; MATHELIN, Michael de: Detection of grey regions in color images : application to the segmentation of a surgical instrument in robotized laparoscopy. In: *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS* Bd. 4, 2004, S. 3394–3399
- [40] DOLD, Christian: *Retrospective and Prospective Motion Correction for Magnetic Resonance Imaging of the Head*, Technische Universität Graz, Dissertation, 2008. [http://castor.tugraz.at/doku/Diss/Dold/Christian\\_Dold.pdf](http://castor.tugraz.at/doku/Diss/Dold/Christian_Dold.pdf)
- [41] DOLD, Christian; FIRLE, Evelyn: Aufnahme von Kopfbewegungen in Echtzeit zur Korrektur von Bewegungsartefakten bei fMRI. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, 2003, S. 141–145
- [42] DOLD, Christian; ZAITSEV, Maxim; SPECK, Oliver; FIRLE, Evelyn A.; HENNIG, Jürgen; SAKAS, Georgios: Prospective Head Motion Compensation for MRI by Updating the Gradients and Radio Frequency During Data Acquisition. In: *Proceedings of MICCAI*, 2005 (Lecture Notes in Computer Science 3749), S. 482–489
- [43] DOLD, Christian; ZAITSEV, Maxim; SPECK, Oliver; FIRLE, Evelyn A.; HENNIG, Jürgen; SAKAS, Georgios: Advantages and Limitations of Prospective Head Motion Compensation for MRI Using an Optical Motion Tracking Device. In: *Academic Radiology* 13 (2006), September, Nr. 9, S. 1093–1103. – DOI 10.1016/j.acra.2006.05.010
- [44] DONOHO, David L.: Compressed Sensing. In: *IEEE Transactions on Information Theory* 52 (2006), April, Nr. 4, S. 1289–1306. – DOI 10.1109/TIT.2006.871582
- [45] DOUXCHAMPS, Damien; CAMPBELL, Nick: Robust real time face tracking for the analysis of human behaviour. In: *Proceedings of 4th International Workshop on Machine Learning for Multimodal Interaction MLMI*, 2008 (Lecture Notes in Computer Science 4892), S. 1–10
- [46] DUYN, Jeff; QIN, Lei: *Movement Correction in MRI using a Camera*. 2009
- [47] EGGERT, David W.; LORUSSO, Adele; FISHER, Robert B.: Estimating 3-D rigid body transformations: a comparison of four major algorithms. In: *Machine Vision and Applications* 9 (1997), Nr. 5, S. 272–290. – DOI 10.1007/s001380050048
- [48] EHMAN, Richard L.; FELMLEE, Joel P.: Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures. In: *Radiology* 173 (1989), Oktober, S. 255–263
- [49] EVIATAR, Hadass; SCHATTKA, Bernie J.; SHARP, Jonathan; RENDELL, John C. T.; ALEXANDER, Murray E.: Real time head motion correction for functional MRI. In: *Proceedings of the 7th Workshop of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine ISMRM*, 1999, S. 269
- [50] FABER, Petko; FISHER, Robert: Estimation of general curves and surfaces to edge and range data by euclidean fitting / University of Edinburgh, Division of Informatics. 2002 (EDI-INF-RR-0146). – Forschungsbericht
- [51] FEINBERG, David A.; GÜNTHER, Matthias: Cerebral Blood Flow Imaging with 3D GRASE ASL Sequence Increases SNR and Shortens Acquisition Time. In: 3 (Hrsg.): *Magnetom Flash*. München: Siemens Medical Solutions, 2009, S. 62–69
- [52] FISCHLER, Martin A.; BOLLES, Robert C.: Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. In: *Communications of the ACM* 24 (1981), Nr. 6, S. 381–395
- [53] FITZGIBBON, Andrew; PILU, Maurizio; FISHER, Robert B.: Direct least square fitting of ellipses. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 21 (1999), Nr. 5, S. 476–480. – DOI 10.1109/34.765658

- [54] FORMAN, Christoph; AKSOY, Murat; HORNEGGER, Joachim; BAMMER, Roland: Self-encoded marker for optical prospective head motion correction in MRI. In: *Medical Image Analysis* 15 (2011), S. 708–719. – DOI 10.1016/j.media.2011.05.018
- [55] FRISTON, Karl J.; WILLIAMS, Steven; HOWARD, Robert; FRACKOWIAK, Richard S. J.; TURNER, Robert: Movement-related effects in fMRI time-series. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 35 (1996), März, Nr. 3, S. 346–355. – DOI 10.1002/mrm.1910350312
- [56] FULTON, Roger R.; MEIKLE, Steven R.; EBERL, Stefan; PFEIFFER, Jörg; CONSTABLE, Christopher J.; FULHAM, Michael J.: Correction for head movements in positron emission tomography using an optical motion tracking system. In: *Proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference* Bd. 3, 2000, S. 17/58–17/62
- [57] FULTON, Roger R.; MEIKLE, Steven R.; EBERL, Stefan; PFEIFFER, Jörg; CONSTABLE, Christopher J.; FULHAM, Michael J.: Correction for Head Movements in Positron Emission Tomography Using an Optical Motion-Tracking System. In: *IEEE Transactions on Nuclear Science* 49 (2002), Februar, Nr. 1, S. 116–123. – DOI 10.1109/TNS.2002.998691
- [58] GAMPER, Urs; BOESIGER, Peter; KOZERKE, Sebastian: Compressed sensing in dynamic MRI. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 59 (2008), Februar, Nr. 2, S. 365–373. – DOI 10.1002/mrm.21477
- [59] GHOLIPOUR, Ali; POLAK, Martin; KOUWE, André van der; NEVO, Erez; WARFIELD, Simon K.: Motion-Robust MRI through Real-Time Motion Tracking and Retrospective Super-Resolution Volume Reconstruction. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS*, 2011, S. 5722–5725
- [60] GILL, Patrick R.; STORK, David G.: Lensless ultra-miniature imagers using odd-symmetry spiral phase gratings. In: *Proceedings of Conference on Computational Optical Sensing and Imaging* (2013), June. – DOI <http://dx.doi.org/10.1364/COSI.2013.CW4C.3>
- [61] GLOVER, Paul M.; CAVIN, Ian; QIAN, W.; BOWTELL, Richard W.; GOWLAND, Penelope A.: Magnetic-field-induced vertigo: A theoretical and experimental investigation. In: *Bioelectromagnetics* 28 (2007), April, Nr. 5, S. 349–361. – DOI 10.1002/bem.20316
- [62] GÜNTHER, Matthias; OSHIO, Koichi; FEINBERG, David A.: Single-shot 3D imaging techniques improve arterial spin labeling perfusion measurements. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 54 (2005), Nr. 2, S. 491–498. – DOI 10.1002/mrm.20580
- [63] GOLDSTEIN, Seth R.; DAUBE-WITHERSPOON, Margaret E.; GREEN, Michael V.; EIDSATH, Alec: A Head Motion Measurement System Suitable for Emission Computed Tomography. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16 (1997), Februar, Nr. 2, S. 17–27. – DOI 10.1109/42.552052
- [64] GORDON, Neil J.; SALMOND, David J.; SMITH, Andrew F.: Novel approach to nonlinear/non-Gaussian Bayesian state estimation. In: *IEE Proceedings, Part F: Radar and Signal Processing* Bd. 140, 1993, S. 107–113
- [65] GREGORI, Johannes; SCHUFF, Norbert; KERN, Rolf; GÜNTHER, Matthias: T2-based arterial spin labeling measurements of blood to tissue water transfer in human brain. In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 37 (2013), Februar, Nr. 2, S. 332–342. – DOI 10.1002/jmri.23822
- [66] HARTLEY, Richard; ZISSERMAN, Andrew: *Multiple View Geometry in Computer Vision*. 1st edition. Cambridge: Cambridge University Press, 2000. – ISBN 0–521–62304–9
- [67] HENDRIX, Alexander; KREMPE, Jaqueline: *Magnete, Spins und Resonanzen*. Erlangen: Siemens Medical Solutions, 2008
- [68] HENNINGSSON, Markus; KOKEN, Peter; STEHNING, Christian; RAZAVI, Reza; PRIETO, Claudia; BOTNAR, René M.: Whole-Heart Coronary MR Angiography With 2D Self-Navigated

- Image Reconstruction. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 67 (2012), Februar, Nr. 2, S. 437–445. – DOI 10.1002/mrm.23027
- [69] HO, Huy Tho; CHELLAPPA, Rama: Automatic head pose estimation using randomly projected dense sift descriptors. In: *Proceedings of 19th IEEE International Conference on Image Processing ICIP* IEEE, 2012, S. 153–156
- [70] HOLDEN, Maureen K.: Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. In: *CyberPsychology and Behavior* 8 (2005), Juni, Nr. 3, S. 187–211. – DOI 10.1089/cpb.2005.8.187
- [71] HOWARD, Marseea H.; NELSON, Rendon C.; PAULSON, Erik K.; KLIEWER, Mark A.; SHEAFOR, Douglas H.: An Electronic Device for Needle Placement during Sonographically Guided Percutaneous Intervention. In: *Radiology* 218 (2001), März, Nr. 3, S. 905–911
- [72] HÄRLE, Peter; BESTER, Jens; HILLEBRAND, Matthias; HARTUNG, Wolfgang Manfred: Ultraschallgesteuerte Punktion. Ein kostengünstiges und effektives Lernmodell. In: *Zeitschrift für Rheumatologie* 70 (2011), August, Nr. 6, S. 525–529. – DOI 10.1007/s00393-011-0839-x
- [73] HU, Dongming; HAYDEN, Chuck; CASEY, Mike; BURBAR, Ziad: Stereo computer vision system for measuring movement of patient's head in PET scanning. In: *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* Bd. 5 IEEE, 2004, S. 2864–2867
- [74] HUANG, Gang; JIANG, Hong; MATTHEWS, Kim; WILFORD, Paul: Lensless Imaging by Compressive Sensing. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Image Processing ICIP*, 2013. – To be published
- [75] JAKO, Christopher R. von; ZUK, Yuval; ZUR, Oded; GILBOA, Pini: A novel accurate mini-optical tracking system for percutaneous needle placement. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60 (2013), August, Nr. 8, S. 2222–2225. – DOI 10.1109/TBME.2013.2251883
- [76] KAHN, Svenja; MALERCZYK, Cornelius; GRAF, Holger; BOCKHOLT, Ulrich: Capturing Motion Skills with Silhouette-Based Numerical Pose Estimation. In: *BIO Web of Conferences* Bd. 1 EDP Sciences, 2011, S. 46
- [77] KANATANI, Kenichi: Ellipse Fitting with Hyperaccuracy. In: *Proceedings of 9th European Conference on Computer Vision ECCV* Bd. 3951, Springer, 2006, S. 484–495
- [78] KEIL, Matthias; NOLL, Matthias: A Real-Time Online Video Overlay Navigation System for Minimally Invasive Laparoscopic Tumor Resection. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 7964, 2011
- [79] KHOSRAVI, Sara; ROHLING, Robert; LAWRENCE, Peter: Image Guidance Using Camera and Ultrasound Images. In: *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007, S. 2251–2254
- [80] KHOSRAVI, Sara; ROHLING, Robert; LAWRENCE, Peter: One-step Needle Pose Estimation for Ultrasound Guided Biopsies. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society EMBS*, 2007, S. 3343–3346
- [81] KIM, Jung-Ha; NUYTS, Johan; KUNCIE, Zdenka; FULTON, Roger: A method of motion tracking during CT for motion correction. In: *Proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference NSS/MIC*, 2011, S. 3816–3819
- [82] KITT, Bernd; GEIGER, Andreas; LATEGAHN, Henning: Visual odometry based on stereo image sequences with RANSAC-based outlier rejection scheme. In: *Proceedings of IEEE Intelligent Vehicles Symposium IV*, 2010, S. 486–492
- [83] KLARHÖFER, Markus; HÄLG, Maurice; GASSERT, Roger; HALLER, Sven; SCHEFFLER, Klaus: MR-compatible optical tracking device with active markers. In: *Proceedings of the 13th Annual Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine ISMRM*, 2005, S. 2161
- [84] KÁLMÁN, Rudolph Emil: A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. In: *Transactions of the ASME–Journal of Basic Engineering* 82, Series D (1960), S. 35–45

- [85] KLOTZ, Karl-Friedrich; HINZ, Stephan: Anästhesie in der MRT-Diagnostik: Auf dem neuesten Stand. In: *Medical Solutions*. München: Siemens Medical Solutions, März 2007. – ISSN 0340–5389, S. 64–67
- [86] KNUTH, Donald E.: *The Stanford GraphBase: A Platform for Combinatorial Computing*. Addison Wesley Publishing Company., 2009. – ISBN 0–321–60632–9. – Kapitel 1
- [87] KOCHUNOV, Peter; LANCASTER, Jack L.; GLAHN, David C.; PURDY, David; LAIRD, Angela R.; GAO, Feng; FOX, Peter: Retrospective motion correction protocol for high-resolution anatomical MRI. In: *Human Brain Mapping* 27 (2006), Dezember, Nr. 12, S. 957–962. – DOI 10.1002/hbm.20235
- [88] KRAMME, Rüdiger (Hrsg.): *Medizintechnik. Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung*. 4. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011. – ISBN 978–3–642–16186–5
- [89] KREKEL, Nicole M. A.; HALOUA, Max H.; CARDOZO, Alexander M. F. Lopes; WIT, Roos H. de; BOSCH, Anne Marie; WIDT-LEVERT, Louise M. de; MULLER, Sandra; VEEN, Henk van der; BERGERS, Elisabeth; KLERK, Elly S. M. de Lange de; MEIJER, Sybren; TOL, M. Petrousjka van den: Intraoperative ultrasound guidance for palpable breast cancer excision (COBALT trial): a multicentre, randomised controlled trial. In: *The lancet oncology* 14 (2012), Januar, Nr. 1, S. 48–54. – DOI 10.1016/S1470–2045(12)70527–2
- [90] KUHN, Harold W.: The Hungarian Method for the assignment problem. In: *Naval Research Logistics Quarterly* 2 (1955), März, Nr. 1–2, S. 83–97. – DOI 10.1002/nav.3800020109
- [91] KWARTOWITZ, David Morgan; MIGA, Michael I.; HERRELL, S. Duke; GALLOWAY, Robert L.: Towards image guided robotic surgery: multi-arm tracking through hybrid localization. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery CARS* Bd. 4, 2009, S. 281–286
- [92] LANGNER, Jens: *Event-Driven Motion Compensation in Positron Emission Tomography: Development of a Clinically Applicable Method*, Faculty of Medicine Carl Gustav Carus, University of Technology Dresden, Germany, Dissertation, November 2008
- [93] LAVIOLA, Joseph J. Jr.: Double Exponential Smoothing: An Alternative to Kalman Filter-Based Predictive Tracking. In: *Proceedings of Immersive Projection Technologies/Eurographics Virtual Environments IPT/EGVE, Workshop on Virtual Environments*, 2003, S. 199–206
- [94] LE BIHAN, Denis: Threats to ultra-high-field MRI. In: *Physics World* (2009), August. – ISSN 0953–8585
- [95] LEE, Christine C.; JACK, Clifford R. Jr.; GRIMM, Roger C.; ROSSMAN, Phillip J.; FELMLEE, Joel P.; EHMAN, Richard L.; RIEDERER, Stephen J.: Real-time adaptive motion correction in functional MRI. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 36 (1996), September, Nr. 3, S. 436–444
- [96] LERNER, Tali; RIVLIN, Ehud; GUR, Moshe: Vision-Based Tracking System for Head Motion Correction in fMRI Images. In: *Proceedings of the 1st International Conference on Computer Vision Theory and Applications VISAPP* Bd. 2, 2007, S. 213–220
- [97] LI, Liang; CHEN, Zhiqiang; JIN, Xin; YU, Hengyong; WANG, Ge: Experimental measurement of human head motion for high-resolution computed tomography system design. In: *Optical Engineering* 49 (2010), Juni, Nr. 6, S. 063201. – DOI 10.1117/1.3454379
- [98] LIU, Yanan; ZHU, Xiaoping; FEINBERG, David; GÜNTHER, Matthias; GREGORI, Johannes; WEINER, Michael W; SCHUFF, Norbert: Arterial spin labeling MRI study of age and gender effects on brain perfusion hemodynamics. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 68 (2012), September, Nr. 3, S. 912–922. – DOI 10.1002/mrm.23286
- [99] LOPRESTI, Brian J.; RUSSO, Al Lo; JONES, William F.; FISHER, Timothy E.; CROUCH, David G.; ALTENBURGER, D. E.; TOWNSEND, David William: Implementation and performance of an optical motion tracking system for high resolution brain PET imaging. In:

- IEEE Transactions on Nuclear Science* 46 (1999), Dezember, Nr. 6, S. 2059–2067. – DOI 10.1109/23.819283
- [100] LOWE, David G.: Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints. In: *International Journal of Computer Vision* 60 (2004), Nr. 2, S. 91–110. – DOI 10.1023/B:VISI.0000029664.99615.94. – ISSN 0920–5691
- [101] LUCAS, Bruce D.; KANADE, Takeo: An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision. In: *Proceedings of the 1981 DARPA Image Understanding Workshop*, 1981, S. 121–130
- [102] LUSTIG, Michael; DONOHO, David; PAULY, John M.: Sparse MRI: The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 58 (2007), Dezember, Nr. 6, S. 1182–1195. – DOI 10.1002/mrm.21391
- [103] MA, Song De: Conics-Based Stereo, Motion Estimation, and Pose Determination. In: *International Journal of Computer Vision* 10 (1993), Nr. 1, S. 7–25. – DOI 10.1007/BF01440844
- [104] MA, William Pak Tun; HAMARNEH, Ghassan; MORI, Greg; DINELLE, Katie; SOSSI, Vesna: Motion estimation for functional medical imaging studies using a stereo video head pose tracking system. In: *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2008. – ISSN 1082–3654, S. 4086–4090
- [105] MACFARLANE, Duncan L.; WILDEY, Chester R.: fMRI headtracking using a single camera and a lightweight fiducial. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC IEEE*, 2010, S. 5673–5676
- [106] MACLAREN, Julian; BOEGLE, Rainer; HERBST, Michael; HENNIG, Jürgen; ZAITSEV, Maxim: Head pose prediction for prospectively-corrected EPI during rapid subject motion. In: *Proceedings of the 18th Annual Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine ISMRM*, 2010
- [107] MACLAREN, Julian; HERBST, Michael; SPECK, Oliver; ZAITSEV, Maxim: Prospective motion correction in brain imaging: A review. In: *Magnetic Resonance in Medicine* (2012). – DOI 10.1002/mrm.24314
- [108] MACLAREN, Julian; LEE, Kuan J.; LUENG VIRIYA, Chaiya; SPECK, Oliver; ZAITSEV, Maxim: Combined prospective and retrospective motion correction to relax navigator requirements. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 65 (2011), Juni, Nr. 6, S. 1724–1732. – DOI 10.1002/mrm.22754
- [109] MACLAREN, Julian R.; BONES, Philip J.; MILLANE, R. P.; WATTS, Richard: MRI with TRELLIS: a novel approach to motion correction. In: *Magnetic Resonance Imaging* 26 (2008), Mai, Nr. 4, S. 474–483. – DOI 10.1016/j.mri.2007.08.013
- [110] MACLAREN, Julian R.; SCHNEIDER, Florian T.; HERBST, Michael; HENNIG, Jürgen; BAMMER, Roland A.; ZAITSEV, Maxim; WALLRABE, Ulrike: An adaptive MR-compatible lens and objective. In: *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering* 39 (2011), August, Nr. 3, S. 141–148. – DOI 10.1002/cmr.b.20201
- [111] MAIER, Dennis; HESSER, Jürgen; MÄNNER, Reinhard: Robust Head Tracking for fMRI and MEG. In: *Proceedings of the 7th World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics SCI* 4 (2003), S. 159–163
- [112] MALVIYA, Shobha V.; VOEPEL-LEWIS, Terri; ELDEVİK, Odd Petter; ROCKWELL, David T.; WONG, J. H.; TAIT, A. R.: Sedation and general anaesthesia in children undergoing MRI and CT: adverse events and outcomes. In: *British Journal of Anaesthesia* 84 (2000), Juni, Nr. 6, S. 743–748

- [113] MARHOFER, P.; HARROP-GRIFFITHS, W.; KETTNER, S. C.; KIRCHMAIR, L.: Fifteen years of ultrasound guidance in regional anaesthesia: part 1. In: *British Journal of Anaesthesia* 104 (2010), Nr. 5, S. 538–546. – DOI 10.1093/bja/aeq069
- [114] MARHOFER, P.; HARROP-GRIFFITHS, W.; WILLSCHKE, H.; KIRCHMAIR, L.: Fifteen years of ultrasound guidance in regional anaesthesia: Part 2 – recent developments in block techniques. In: *British Journal of Anaesthesia* 104 (2010), Nr. 6, S. 673–683. – DOI 10.1093/bja/aeq086
- [115] MARTIN, Arno; BALE, Reto J.; VOGELE, Michael; GUNKEL, Andreas R.; THUMFART, Walter F.; FREYSINGER, Wolfgang: Vogele-Bale-Hohner mouthpiece: registration device for frameless stereotactic surgery. In: *Radiology* 208 (1998), Juli, Nr. 1, S. 261–265
- [116] MATAS, Jiri; GALAMBOS, Charles; KITTLER, Josef: Robust detection of lines using the progressive probabilistic hough transform. In: *Computer Vision and Image Understanding* 78 (2000), April, Nr. 1, S. 119–137. – DOI 10.1006/cviu.1999.0831
- [117] MELCHERT, Uwe H.; SCHRÖDER, Cornelia; BROSSMANN, Joachim; MUHLE, Claus: Motion-triggered cine MR imaging of active joint movement. In: *Magnetic Resonance Imaging* 10 (1992), Nr. 3, S. 457–460. – DOI 10.1016/0730-725X(92)90517-4
- [118] MEMEL, David S.; DODD, Gerald D.; ESOLA, Christine C.: Efficacy of sonography as a guidance technique for biopsy of abdominal, pelvic, and retroperitoneal lymph nodes. In: *American Journal of Roentgenology* 167 (1996), Oktober, Nr. 4, S. 957–962
- [119] MENKE, Markus; ATKINS, M. Stella; BUCKLEY, Kenneth R.: Compensation methods for head motion detected during pet imaging. In: *IEEE Transactions on Nuclear Science* 43 (1996), Nr. 1, S. 310–317. – DOI 10.1109/23.485971
- [120] MEZGER, Uli; JENDREWSKI, Claudia; BARTELS, Michael: Navigation in surgery. In: *Langenbeck's Archives of Surgery* 398 (2013), April, Nr. 4, S. 501–514. – DOI 10.1007/s00423-013-1059-4
- [121] MITSUI, Takashi; FUJII, Masazumi; TSUZAKA, Masatoshi; HAYASHI, Yuichiro; ASAHINA, Yoshinori; WAKABAYASHI, Toshihiko: Skin shift and its effect on navigation accuracy in image-guided neurosurgery. In: *Radiological Physics and Technology* 4 (2011), Januar, Nr. 1, S. 37–42. – DOI 10.1007/s12194-010-0103-0
- [122] MOORE, Gordon E.: Cramming more components onto integrated circuits. In: *Electronics* 38 (1965), April, Nr. 8
- [123] MUNKRES, James: Algorithms for the Assignment and Transportation Problems. In: *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics* 5 (1957), Nr. 1, S. 32–38
- [124] MURPHY, Kieran J.; BRUNBERG, James A.: Adult claustrophobia, anxiety and sedation in MRI. In: *Magnetic Resonance Imaging* 15 (1997), Nr. 1, S. 51–54. – DOI 10.1016/S0730-725X(96)00351-7
- [125] MURPHY, Mark; ALLEY, Marcus; DEMMEL, James; KEUTZER, Kurt; VASANAWALA, Shreyas; LUSTIG, Michael: Fast  $\ell_1$ -SPIRiT Compressed Sensing Parallel Imaging MRI: Scalable Parallel Implementation and Clinically Feasible Runtime. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 31 (2012), Juni, Nr. 6, S. 1250–1262
- [126] MURPHY-CHUTORIAN, Erik; TRIVEDI, Mohan Manubhai: Head Pose Estimation in Computer Vision: A Survey. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 31 (2009), April, Nr. 4, S. 607–626. – DOI 10.1109/TPAMI.2008.106
- [127] NAJAFI, Mohammad; ROHLING, Robert: Single camera closed-form real-time needle trajectory tracking for ultrasound. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 7964, 2011
- [128] NAZARPARVAR, Babak; SHAMSAEI, Mojtava; RAJABI, Hossein: Correction of head movements in positron emission tomography using point source tracking system: A simulation study.



- In: *Annals of Nuclear Medicine* 26 (2012), Nr. 1, S. 7–15. – DOI 10.1007/s12149-011-0532-9. – cited By (since 1996) 0
- [129] OAKES, Terrence R.; JOHNSTONE, Tom; ORES WALSH, Kathleen S.; GREISCHAR, Lawrence L.; ALEXANDER, Andrew L.; FOX, Andrew S.; DAVIDSON, Andrew J.: Comparison of fMRI motion correction software tools. In: *NeuroImage* 28 (2005), November, Nr. 3, S. 529–543. – DOI 10.1016/j.neuroimage.2005.05.058
  - [130] OLESEN, Oline V.; PAULSEN, Rasmus R.; KELLER, Sune H.; HØJGAARD, Liselotte; ROED, Bjarne; LARSEN, Rasmus: Comparison of external motion tracking systems for PET list-mode reconstruction. In: *Proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference NSS/MIC*, 2011, S. 3414–3416
  - [131] OLESEN, Oline Vinter; PAULSEN, Rasmus R.; HØJGAARD, Liselotte; ROED, Bjarne; LARSEN, Rasmus: Motion Tracking for Medical Imaging: A Nonvisible Structured Light Tracking Approach. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 31 (2010), Januar, Nr. 1, S. 79–87. – DOI 10.1109/TMI.2011.2165157
  - [132] OLESEN, Oline Vinter; PAULSEN, Rasmus R.; HØJGAARD, Liselotte; ROED, Bjarne; LARSEN, Rasmus: Motion Tracking in Narrow Spaces: A Structured Light Approach. In: *Proceedings of MICCAI* Bd. 6363, 2010, S. 253–260
  - [133] OOI, Melvyn B.; KRUEGER, Sascha; MURASKIN, Jordan; THOMAS, William J.; BROWN, Truman R.: Echo-planar imaging with prospective slice-by-slice motion correction using active markers. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 66 (2011), Juli, Nr. 1, S. 73–81. – DOI 10.1002/mrm.22780
  - [134] OOI, Melvyn B.; KRUEGER, Sascha; THOMAS, William J.; SWAMINATHAN, Srirama V.; BROWN, Truman R.: Prospective real-time correction for arbitrary head motion using active markers. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 62 (2009), Oktober, Nr. 4, S. 943–954. – DOI 10.1002/mrm.22082
  - [135] ORCHARD, Jeff; STARUCH, Robert: MRI Reconstruction using Real-Time Motion Tracking: A Simulation Study. In: *Proceedings of 42nd Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*, 2008, S. 1910–1914
  - [136] ORDIDGE, Roger J.; HELPERN, Joseph A.; QING, Zhuangxian; KNIGHT, Robert A.; NAGESH, Vijaya: Correction of motional artifacts in diffusion-weighted MR images using navigator echoes. In: *Magnetic Resonance Imaging* 12 (1994), Nr. 3, S. 455–460. – DOI 10.1016/0730-725X(94)92539-9
  - [137] OTSU, Nobuyuki: Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. In: *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* SMC-9 (1979), Januar, Nr. 1, S. 62–66
  - [138] OYARZUN LAURA, Cristina; DRECHSLER, Klaus; ERDT, Marius; KEIL, Matthias; NOLL, Matthias; DEBENI, Stefano; SAKAS, Georgios; SOLBIATI, Luigi: Intraoperative Registration for Liver Tumor Ablation. In: *Proceedings of MICCAI 2011, Workshop on Computational and Clinical Applications in Abdominal Imaging*, 2012 (Lecture Notes in Computer Science 7029), S. 133–140
  - [139] PALTIELI, Yoav; DEGANI, Shimon; ZRAYEK, A.; GONEN, Ron; LEWINSKI, M. R.; ZAMBERG, Y.; OHEL, Gonen: A new guidance system for freehand, obstetric ultrasound-guided procedures. In: *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology* 19 (2002), März, Nr. 3, S. 269–273. – DOI 10.1046/j.1469-0705.2002.00607.x
  - [140] PARZEN, Emanuel: On estimation of a probability density function and mode. In: *The annals of mathematical statistics* 33 (1962), September, Nr. 3, S. 1065–1076. – DOI 10.1214/aoms/1177704472

- [141] PETERS, Terry M.: Image-guidance for surgical procedures. In: *Physics in Medicine and Biology* 51 (2006), Nr. 14, S. 505–540. – DOI 10.1088/0031-9155/51/14/R01
- [142] PETRIE, Daniel W.; COSTA, Andreu F.; TAKAHASHI, Atsushi; YEN, Yi-Fen; DRANGOVA, Maria: Optimizing spherical navigator echoes for three-dimensional rigid-body motion detection. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 53 (2005), Mai, Nr. 5, S. 1080–1087. – DOI 10.1002/mrm.20445
- [143] PIPE, James G.: Motion Correction With PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-Breathing Cardiac Imaging. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 42 (1999), Nr. 5, S. 963–969. – DOI 10.1002/(SICI)1522-2594(199911)42:5<963::AID-MRM17>3.0.CO;2-L
- [144] PIPE, James G.; ZWART, Nicholas: Turboprop: Improved PROPELLER imaging. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 55 (2006), Februar, Nr. 2, S. 380–385. – DOI 10.1002/mrm.20768
- [145] PRAGER, Richard W.; ROHLING, Robert N.; GEE, Andrew; BERMAN, Laurence: Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound. In: *Ultrasound in Medicine & Biology* 24 (1998), Juli, Nr. 6, S. 855–869. – DOI 10.1016/S0301-5629(98)00044-1
- [146] PRASAD, BH; ARAVIND, R: A robust head pose estimation system for uncalibrated monocular videos. In: *Proceedings of the Seventh Indian Conference on Computer Vision, Graphics and Image Processing ICVGIP* ACM, 2010, S. 162–169
- [147] QIN, Lei: *Prospective head-movement correction for high-resolution MRI using an in-bore optical tracking system.*, University of Maryland, College Park, Dissertation, 2009
- [148] QUAN, Long: Conic reconstruction and correspondence from two views. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 18 (1996), Nr. 2, S. 151–160. – DOI 10.1109/34.481540
- [149] ROSE, Arne; REYNOLDS, Fiona E.: Ultrasound venous access simulation: the Italian job. In: *Emergency Medicine Journal* 26 (2009), Januar, Nr. 1, S. 76. – DOI 10.1136/emj.2008.061796
- [150] ROSIN, Paul L.: A note on the least squares fitting of ellipses. In: *Pattern Recognition Letters* 14 (1993), Oktober, Nr. 10, S. 799–808. – DOI 10.1016/0167-8655(93)90062-I
- [151] ROTENBERG, D.; CHIEW, M.; RANIERI, S.; TAM, F.; CHOPRA, R.; GRAHAM, S.J.: Real-time correction by optical tracking with integrated geometric distortion correction for reducing motion artifacts in functional MRI. In: *Magnetic Resonance in Medicine* (2012). – DOI 10.1002/mrm.24309
- [152] SAKAS, Georgios; BOCKHOLT, Ulrich: Simulators and Closed Interaction Loops. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 26 (2006), November/Dezember, Nr. 6, S. 22
- [153] SAKAS, Georgios; ZOGAL, Pawel; GRIMM, Markus; DE BENI, Stefano; MACCIÒ, Marco; SOLBIATI, Luigi: Interventionelle Ultraschallzielführung in RF Leberablation. In: *Hightech für Ärzte* 1 (2008), März, S. 28–31
- [154] SARRY, Laurent; DESCAMPS, Stéphane; BOISGARD, Stéphane; LEVAL, Jean-Paul; BOIRE, Jean-Yves: Radiographic stereometry for non-metal-backed acetubular cups: 3D wear estimation and related uncertainty. In: *Medical Image Analysis* 9 (2005), Nr. 3, S. 267–279. – DOI 10.1016/j.media.2004.12.002
- [155] SCHNEIDER, Florian T.; DRAHEIM, Jan; B  RGER, Tobias; MACLAREN, Julian; HERBST, Michael; ZAITSEV, Maxim; BAMMER, Roland A.; WALLRABE, Ulrike: An adaptive objective for optical motion correction in MRI. In: *Proceedings of International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics OPT MEMS*, 2010, S. 189–190
- [156] SCHULZ, Jessica; SIEGERT, Thomas; REIMER, Enrico; LABADIE, Christian; MACLAREN, Julian; HERBST, Michael; ZAITSEV, Maxim; TURNER, Robert: An embedded optical tracking system for motion-corrected magnetic resonance imaging at 7T. In: *Magnetic Resonance*

- Materials in Physics, Biology and Medicine* (2012), S. 1–11. – DOI 10.1007/s10334–012–0320–0
- [157] SCHUMANN, Hagen: *Präzise Kalibrierung statischer und dynamischer Vision Systeme*. Darmstadt, Technische Universität Darmstadt, Fachbereich Informatik, Dissertation, 2004
  - [158] SCHWALD, Bernd: *Punktbasiertes 3D-Tracking starrer und dynamischer Modelle mit einem Stereokamerasystem für Mixed Reality*. Darmstadt, Technische Universität Darmstadt, Fachbereich Informatik, Dissertation, 2006
  - [159] SCHWALD, Bernd; SEIBERT, Helmut: Registration Tasks for a Hybrid Tracking System for Medical Augmented Reality. In: *12th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision, Journal of WSCG* Bd. 12, 2004. – ISSN 1213–6972
  - [160] SECHTEM, Udo; PFLUGFELDER, Peter W.; WHITE, Richard D.; HOLT, William; LIPTON, Martin J.; HIGGINS, Charles B.: Cine MR Imaging: Potential for the Evaluation of Cardiovascular Function. In: *American Journal of Roentgenology* 148 (1987), Februar, Nr. 2, S. 239–246
  - [161] SHI, Jianbo; TOMASI, Carlo: Good Features to Track. In: *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1994, S. 593–600
  - [162] SHIVARAM, Guruprasad; SEETHARAMAN, Guna: A new technique for finding the optical center of cameras. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Image Processing ICIP* Bd. 2, 1998, S. 167–171
  - [163] SIEGERT, Thomas; SCHULZ, Jessica; TUNER, Robert; REIMER, Enrico: *Vorrichtung und Verfahren zur Bewegungskorrektur bei MRT-Messungen*. München, 2011
  - [164] SILVERMAN, Bernard W.: Density estimation for statistics and data analysis. In: *Monographs on Statistics and Applied Probability* Bd. 26. London: Chapman and Hall, 1986
  - [165] SOLBIATI, Luigi; IERACE, Tiziana; TONOLINI, Massimo; COVA, Luca: Guidance and monitoring of radiofrequency liver tumor ablation with contrast-enhanced ultrasound. In: *European Journal of Radiology* 51 (2004), Juni, S. S19–S23. – DOI 10.1016/j.ejrad.2004.03.035
  - [166] STALLKAMP, Jan; DRECHSLER, Klaus; BERGEN, Tobias; KALTENBACHER, Dominik; BURISCH, Michael; KAGE, Andreas; MÜNZENMAYER, Christian; SAKAS, Georgios; WERNER, Norman; WECHSLER, Axel; WINTER, Christian; WITTENBERG, Thomas: Whole'O'Hand – A holistic intervention and interaction system: A novel concept for closed-loop liver surgery. In: *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE (BMT)* Bd. 55, 2010 (Biomedizinische Technik Suppl. 1), S. 27–31
  - [167] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Diagnosedaten der Krankenhäuser ab 2000 (Eckdaten der vollstationären Patienten und Patientinnen)*. [www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de). Version: 2013. – Region: Deutschland, ICD10: I60-I69 Zerebrovaskuläre Krankheiten
  - [168] STEGER, Sebastian: *Registrierung und Segmentierung von Lymphknoten aus multimodalen Zeitreihen im Kopf-Hals-Bereich*, Technische Universität Darmstadt, Fachbereich Informatik, Dissertation, 2013
  - [169] STENIN, Igor; HANSEN, Stefan; BECKER, Meike; HIRSCHFELD, Julia; KLENZNER, Thomas; SCHIPPER, Jörg: MUKNO - Multi-Port-Knochenchirurgie am Beispiel der Otobasis - Virtuelle Planung und Machbarkeitsanalyse multiangulärer Bohrkanäle. In: *Tagungsband der 11. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie CURAC*, 2012
  - [170] STOLKA, Philipp J.; WANG, Xiang Linda; HAGER, Gregory D.; BOCTOR, Emad M.: Navigation with local sensors in handheld 3D ultrasound: initial in-vivo experience. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 7968, 2011

- [171] STORK, David G.; GILL, Patrick R.: Lensless ultra-miniature CMOS computational imagers and sensors. In: *Proceedings of the 7th International Conference on Sensor Technologies and Applications SENSORCOMM* (2013), S. 186–190
- [172] STUCHT, Daniel; YANG, Shan; SCHULZE, Peter; DANISHAD, Appu; KADASHEVICH, Ilja; BERNARDING, Johannes; MACLAREN, Julian; ZAITSEV, Maxim; SPECK, Oliver: Improved Image Segmentation with Prospective Motion Correction in MRI. Version: 2012. In: TOLXDORFF, Thomas (Hrsg.); DESERNO, Thomas Martin (Hrsg.); HANDELS, Heinz (Hrsg.); MEINZER, Hans-Peter (Hrsg.): *Bildverarbeitung für die Medizin*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2012 (Informatik aktuell). – DOI 10.1007/978-3-642-28502-8\_7. – ISBN 978-3-642-28502-8, S. 27–32
- [173] STURM, Peter F.; MAYBANK, Stephen J.: On plane-based camera calibration: A general algorithm, singularities, applications. In: *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* Bd. 1, 1999
- [174] TAKHAR, Dharmpal; LASKA, Jason N.; WAKIN, Michael B.; DUARTE, Marco F.; SARVOTHAM, Dror Baron and Shriram; KELLY, Kevin F.; BARANIUK, Richard G.: A new compressive imaging camera architecture using optical-domain compression. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 6065, 2006
- [175] TAN, Huan; HOGE, W. Scott; HAMILTON, Craig A.; GÜNTHER, Matthias; KRAFT, Robert A.: 3D GRASE PROPELLER: Improved image acquisition technique for arterial spin labeling perfusion imaging. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 66 (2011), Juli, Nr. 1, S. 168–173. – DOI 10.1002/mrm.22768
- [176] THESEN, Stefan: *Retrospektive und prospektive Verfahren zur bildbasierten Korrektur von Patientenkopfbewegungen bei neurofunktioneller Magnetresonanztomographie in Echtzeit*, Universität Heidelberg, Dissertation, 2001
- [177] TIJSSEN, Rob. H. N.; JANSEN, Jacobus F. A.; BACKES, Walter H.: Assessing and minimizing the effects of noise and motion in clinical DTI at 3 T. In: *Human Brain Mapping* 30 (2009), August, Nr. 8, S. 2641–2655. – DOI 10.1002/hbm.20695
- [178] TREMBLAY, Marleine; GRAHAM, Simon J.: Infrared position tracking for fMRI at 1.5 T. In: *Proceedings of the 10th Scientific Meeting & Exhibition of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine ISMRM*, 2002, S. 1409
- [179] TREMBLAY, Marleine; TAM, Fred; GRAHAM, Simon J.: Retrospective coregistration of functional magnetic resonance imaging data using external monitoring. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 53 (2005), Januar, Nr. 1, S. 141–149. – DOI 10.1002/mrm.20319
- [180] TROBAUGH, Jason W.; RICHARD, William D.; SMITH, Kurt R.; BUCHOLZ, Richard D.: Frameless stereotactic ultrasonography: Method and applications. In: *Computerized Medical Imaging and Graphics* 18 (1994), Juli/August, Nr. 4, S. 235–246. – DOI 10.1016/0895-6111(94)90048-5
- [181] UMBACH, Dale; JONES, Kerry N.: A few methods for fitting circles to data. In: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 52 (2003), Dezember, Nr. 6, S. 1881–1885. – DOI 10.1109/TIM.2003.820472
- [182] VALENTI, Roberto; SEBE, Nicu; GEVERS, Theo: Combining head pose and eye location information for gaze estimation. In: *IEEE Transactions on Image Processing* 21 (2012), Februar, Nr. 2, S. 802–815. – DOI 10.1109/TIP.2011.2162740
- [183] VELTKAMP, Roland: Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls. In: *Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie* 5 (2012), S. 307–323
- [184] WAGNER, Arne; SCHICHO, Kurt; KAINBERGER, Franz; BIRKFELLNER, Wolfgang; GRAMPP, Stephan; EWERS, Rolf: Quantification and clinical relevance of head motion during computed

- tomography. In: *Investigative Radiology* 38 (2003), November, Nr. 11, S. 733–741. – DOI 10.1097/01.rli.0000084889.92250.b0
- [185] WANG, Xiang Linda; STOLKA, Philipp J.; BOCTOR, Emad; HAGER, Gregory; CHOTI, Michael: The Kinect as an interventional tracking system. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 8316, 2012
- [186] WEIH, Kathrin S.; DRIESEL, Wolfgang; MENGERSHAUSEN, Michael von; NORRIS, David G.: Online motion correction for diffusion-weighted segmented-EPI and FLASH imaging. In: *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 16 (2004), Mai, Nr. 6, S. 277–283
- [187] WEIN, Wolfgang; KHAMENE, Ali: Image-based method for in-vivo freehand ultrasound calibration. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 6920, 2008
- [188] WESARG, Stefan; BECKER, Meike; EL HAKIMI, Wissam: Planning of high precision surgery at the lateral skull base. In: *Proceedings of 14th Korea-Germany Joint Workshop on Advanced Medical Image Processing*, 2011, S. 72–78
- [189] WILES, Andrew D.; THOMPSON, David G.; FRANTZ, Donald D.: Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 5367, 2004, S. 421–432
- [190] WILLIAMS, Donald S.; DETRE, John A.; LEIGH, John S.; KORETSKY, Alan P.: Magnetic Resonance Imaging of Perfusion Using Spin Inversion of Arterial Water. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 89 (1992), Nr. 1, S. 212–216
- [191] YEASIN, Mohammed; CHAUDHURI, Subhasis: Development of an Automated Image Processing System for Kinematic Analysis of Human Gait. In: *Real-Time Imaging* 6 (2000), Februar, Nr. 1, S. 55–67. – DOI 10.1006/rtim.1998.0158
- [192] YILMAZ, Umut; REITH, Wolfgang: Akutbehandlung des ischämischen Schlaganfalls. In: *Der Radiologe* 52 (2012), April, Nr. 4, S. 375–386. – DOI 10.1007/s00117-012-2314-3
- [193] YOON, Na-Ree; LEE, Byung-Uk: Viewpoint interpolation using an ellipsoid head model for video teleconferencing. In: *Advances in Visual Computing. Proceedings of International Symposium on Visual Computing ISVC*, Springer, 2005 (Lecture Notes in Computer Science 3804), S. 287–293
- [194] YUILLE, Alan A.; POGGIO, Tomaso A.: A Generalized Ordering Constraint for Stereo Correspondence. In: *AI Memo 777*. Massachusetts Institute of Technology Artificial Intelligence Laboratory, Mai 1984
- [195] ZAHNEISEN, Benjamin; LOVELL-SMITH, Chris; HERBST, Michael; ZAITSEV, Maxim; SPECK, Oliver; ARMSTRONG, Brian; ERNST, Thomas: Fast noniterative calibration of an external motion tracking device. In: *Magnetic Resonance in Medicine* (2013). – DOI 10.1002/mrm.24806
- [196] ZAITSEV, Maxim; DOLD, Christian; SAKAS, Gerogios; HENNIG, Jürgen; SPECK, Oliver: Magnetic resonance imaging of freely moving objects: prospective real-time motion correction using an external optical motion tracking system. In: *NeuroImage* 31 (2006), Nr. 3, S. 1038–1050. – DOI 10.1016/j.neuroimage.2006.01.039. – ISSN 1053–8119
- [197] ZAREMBA, Andrei A.; MACFARLANE, Duncan L.; TSENG, Wei-Che; BRIGGS, Richard W.; GOPINATH, Kaundinya S.; CHESHKOV, Sergey; WHITE, Keith D.: Optical Head-Tracking for fMRI using Structured Light. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Workshop*, 2007, S. 23–26
- [198] ZAREMBA, Andrei A.; MACFARLANE, Duncan L.; TSENG, Wei-Che; STARK, Andrew J.; BRIGGS, Richard W.; GOPINATH, Kaundinya S.; CHESHKOV, Sergey; WHITE, Keith D.: Optical head tracking for functional magnetic resonance imaging using structured light. In: *Journal of the Optical Society of America A: Optics and Image Science, and Vision* 25 (2008), Nr. 7, S. 1551–1557. – DOI 10.1364/JOSAA.25.001551

- [199] ZHANG, Hui; BANOVAĆ, Filip; WHITE, Amy; CLEARY, Kevin: Freehand 3D ultrasound calibration using an electromagnetically tracked needle. In: *Proceedings of SPIE* Bd. 6141, Spie, 2006, S. 775–783
- [200] ZHANG, Zhengyou: Parameter estimation techniques: A tutorial with application to conic fitting. In: *Image and vision Computing* 15 (1997), Nr. 1, S. 59–76. – DOI 10.1016/S0262–8856(96)01112–2
- [201] ZHANG, Zhengyou: Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. In: *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision* Bd. 1, 1999, S. 666–673
- [202] ZHANG, Zhengyou: A flexible new technique for camera calibration. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 22 (2000), November, Nr. 11, S. 1330–1334. – DOI 10.1109/34.888718
- [203] ZHENG, Yuanjie; LIN, Stepehn; KAMBHAMETTU, Chandra; YU, Jingyi; KANG, Sing Bing: Single-image vignetting correction. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 31 (2009), Nr. 12, S. 2243–2256. – DOI 10.1109/TPAMI.2008.263

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name	Martin Hoßbach
Anschrift	Breisacher Straße 147b, 79110 Freiburg im Breisgau Mobil: +49 1525 6535234 Telefon: +49 761 29087200 E-Mail: mhossbach@gmail.com
Geschlecht	männlich
Geboren am	14. Dezember 1977
Geburtsort	Frankfurt am Main
Nationalität	deutsch
Familienstand	verheiratet

## Ausbildung

11/2006	<b>Informatikdiplom</b> , <i>Technische Universität Berlin</i> Diplomarbeit zum Thema „Vergleichende Texturbewertung am Beispiel von Tabakblatt-Texturen“ Notendurchschnitt 1,7
04/2002 – 11/2006	<b>Informatikstudium</b> , <i>Technische Universität Berlin</i>
10/1998 – 03/2002	<b>Informatikstudium</b> , <i>Technische Universität Darmstadt</i> Abschluss mit Vordiplom, Notendurchschnitt 2,6
10/1997 – 10/1998	<b>Zivildienst</b> , <i>Hessische Jugendbildungsstätte Dietzenbach</i>
06/1997	<b>Abitur</b> , <i>Dreieichschule</i> , Langen, Hessen Notendurchschnitt 2,5

## Beruflicher Werdegang

seit 01/2014	<b>Beratertätigkeit</b> , <i>Clear Guide Medical</i> , Baltimore, Maryland, USA
04/2008 – 09/2013	<b>Wissenschaftlicher Mitarbeiter</b> , <i>Fraunhofer-Institut für Graphische Datenverarbeitung IGD</i> , Darmstadt Abteilung Cognitive Computing and Medical Imaging
04/2007 – 03/2008	<b>Wissenschaftlicher Mitarbeiter</b> , <i>Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Informationsmanagement im Ingenieurwesen (IMI)</i> , Karlsruhe
03/2003 – 03/2007	<b>Studentischer Mitarbeiter</b> , <i>Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik IPK</i> Berlin Bereich Automatisierungstechnik
04/1999 – 12/2002	<b>Studentische Hilfskraft</b> , <i>Fraunhofer-Institut für Graphische Datenverarbeitung IGD</i> , Darmstadt Abteilung Cognitive Computing and Medical Imaging